PARIJS

Année 1973 N°

158

UNIVERSITE RENE DESCARTES

FACULTE DE MEDECINE COCHIN PORT-ROYAL

THESE

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Pierre Marc BOTREAU-ROUSSEL

NE LE 28 MARS 1946 A RABAT (MAROC)

ANCIEN EXTERNE DES HÔPITAUX DE PARIS

Présentée et soutenue publiquement le 1973

LA DERIVEE PREMIERE DU CAROTIDOGRAMME ET L'ETUDE DES TEMPS SYSTOLIQUES DANS LE RETRECISSEMENT AORTIQUE

PRESIDENT : MONSIEUR JEAN FACQUET, PROFESSEUR

Editions de l'A.G.E.M.P.

8, Rue Dante - PARIS Ve

Année 1973 N°

UNIVERSITE RENE DESCARTES

FACULTE DE MEDECINE COCHIN PORT-ROYAL

THESE

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Pierre Marc BOTREAU- ROUSSEL

Ne le 28 Mars 1946 a RABAT (MAROC)

ANCIEN EXTERNE DES HÔPITAUX DE PARIS

Presentée et soutenue publiquement le 1973

LA DERIVEE PREMIERE DU CAROTIDOGRAMME ET L'ETUDE DES TEMPS SYSTOLIQUES DANS LE RETRECISSEMENT AORTIQUE

PRESIDENT : MONSIEUR JEAN FACQUET, PROFESSEUR.

Editions de l'A.G.E.M.P.

8, Rue Dante - PARIS Ve

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A Monsieur le Professeur Jean FACQUET
Notre Maître et Président de Thèse

qui nous a accueilli avec bienveillance dans son service.
Il nous a prodigué avec générosité son vaste savoir médical, ses conseils et son temps précieux.
Qu'il veuille bien trouver ici l'expression de notre dévouement et de notre respect.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548020_0018

A Monsieur le Professeur Agrégé Yves GROSGOGEAT

qui nous a fait bénéficier avec son dynamisme habituel d'un enseignement de qualité.
Qu'il nous soit permis ici de lui exprimer nos sentiments de reconnaissance et de respect.

A Monsieur le Docteur Pierre ALHOMME
Maître de Recherche à l'I.N.S.E.R.M.
Inspirateur de cette thèse.

Nos rencontres journalières nous ont permis d'apprécier l'exceptionnelle richesse de son expérience clinique, son érudition et son humanisme.
Qu'il trouve ici l'expression de notre admiration et de notre respect.

A Monsieur le Docteur Guy FONTAINE

qui nous a aimablement guidé dans l'analyse statistique des données recueillies à l'occasion de ce travail.

INTRODUCTION

Le sphygmogramme carotidien est, de tous les tracés mécanographiques obtenus par voie externe, le plus caractéristique du rétrécissement aortique.

Les premières études sur les sphygmogrammes et les autres mécanogrammes remontent au siècle dernier.

En 1847, LUDWIG, enregistre la pression artérielle à l'aide d'un manomètre inscripteur, type manomètre de POISEUILLE, appelé "kymographion".

En 1857, VIERORDT, à Tübingen, invente le premier sphygmographe ; l'appareil transmet les battements de l'artère à un cylindre enregistreur par l'intermédiaire d'un levier.

MAREY, dès 1860, améliore les procédés de captation et d'enregistrement. Il met au point avec CHAUVEAU les premiers capteurs manométriques (tambour de MAREY), utilisant une transmission à distance au moyen d'un tube plein d'air relié au sphygmographe. Il étudie essentiellement la morphologie des tracés enregistrés au niveau de la pointe.

A la même époque, KEYT réalise des enregistrements

./.

piézographiques au moyen d'une transmission par tube à eau.

En 1868, POTAIN utilise ces méthodes pour étudier les tracés veineux. En 1894, STEEL étudie les tracés carotidiens. MACKENZIE fait des travaux similaires en Angleterre en 1904.

PACHON et FABRE en 1929 améliorent la technique, la rendent plus pratique et plus précise, et publient une étude sur le cardiogramme de decubitus latéral gauche.

En 1940, apparaissent les tracés synchrones avec EDENS et BIUMBERGER qui étudient simultanément l'électrocardiogramme, le phonocardiogramme, et le piézogramme carotidien. En 1942 HOLLDACK définit graphiquement la phase isométrique de la contraction ventriculaire.

Depuis 1956 de nombreux auteurs ont proposé d'évaluer le degré des sténoses aortiques à partir des modifications du tracé carotidien : DUCHOSAL (1956), ARAVANIS (1957), WOOD (1958), MEYER-HEINE et CHARTRAIN (1958), DAOUD (1959) EGGINK (1959), SNELLEN (1961), HARTMAN (1962), ROBINSON ainsi que BRAUNWALD, LUISADA en 1963, EPSTEIN (1964), BAUDREZ (1965) et plus recemment BROUSTET (1966), GRIMBERG (1966), DELAHAYE (1968). Au cours de ces dernières années quelques auteurs ont cherché à obtenir une analyse plus fine des tracés par l'enregistrement simultané de la dérivée première des

./.

courbes : cet artifice permet en effet une représentation de la vitesse et du sens de chaque moment de la courbe primitive. Ce procédé, très souvent utilisé pour l'étude des enregistrements de pressions intraventriculaires a été beaucoup plus rarement appliqué aux enregistrements externes.

Les travaux initiaux ont en effet porté d'abord sur les courbes de pression enregistrées au cours des cathéterismes cardiaques. La technique d'enregistrement des première et deuxième dérivées des pressions ventriculaires ont été mises au point par GLEASON et BRAUNWALD en 1962.

En ce qui concerne les valvulopathies aortiques MASON, BRAUNWALD, ROSS et MORROW en 1964 estiment que l'analyse des première et deuxième dérivées des courbes de pression obtenues par ponction de l'artère humérale permettent de préciser la nature des obstacles à l'éjection du ventricule gauche : rétrécissement aortique et myocardiopathie obstructive. ARAVANIS et CARLETON en 1967, GOULD en 1969, appliquent de même aux valvulopathies aortiques l'étude des dérivées de pression aortique et venticulaire gauche.

La ressemblance des courbes de pression cardio-vasculaires et des mécanogrammes obtenus par voie externe ont naturellement amené à étendre la méthode aux apexogrammes et carotidogrammes.

La dérivée première de l'apexogramme a surtout servi

./.

à apprécier l'énergie contractile du ventricule gauche. REALE (1967); FARINELLI (1968), mesurent dans ce but le temps séparant le complexe QRS de l'ECG du pic positif de la dérivée. FINCKER (1971) montre que la dérivée de l'apexogramme permet une analyse fine des variations de pente durant la contraction isométrique. Les mesures effectuées à partir des tracés permettent d'évaluer la réserve en contractilité du myocarde comme le prouvent les variations comparées sous entrainement électrosystolique et épreuves pharmacodynamiques.
GABOR (1972) détermine avec précision les intervalles de temps systoliques à l'aide d'enregistrements similaires.

La dérivée première des enregistrements de pouls périphériques a été étudiée d'abord par STARR qui enregistre le pouls huméral, décrit les aspects normaux propose un étalonnage de la courbe et la compare aux tracés balistocardiographiques (1962).

En 1969, SIMONYI met en évidence la similitude qui existe entre la dérivée du carotidogramme et celle de la courbe de pression aortique. FINARDI applique la technique de la dérivée première à l'étude de l'alternance.

WAREMBOURG et DUCLOUX (1969) emploient la dérivée du sphygmogramme carotidien chez 280 sujets atteints de cardiopathies valvulaires ou artérielles et montrent que cette méthode simplifie le diagnostic mécanographique du rétrécissement aortique. ./.

SIDERIS (1970) chez 119 sujets enregistre des tracés ressemblant à ceux de WAREMBOURG et donne une description morphologique correspondant aux différentes valvulopathies.

En définitive ces travaux récents sur l'enregistrement des artériogrammes montrent que la technique de différenciation électronique, qui amplifie les moindres accidents des piézogrammes artériels, ne remplace pas la lecture de la courbe primitive, mais la sensibilise : une meilleure interprétation est alors possible.

Ainsi les altérations produites par un rétrécissement aortique sont plus facilement mises en évidence sur la courbe dérivée du carotidogramme que sur les tracés artériels habituels ; on en conçoit l'utilité lorsque la sténose aortique coexiste avec d'autres lésions dans le cadre d'une polyvalvulopathie.

Enfin la morphologie de la dérivée du carotidogramme est influencée par les propriétés contractiles du myocarde, ce qui revêt une importance dans d'étude des cardiopathies qui affectent le ventricule gauche.

LA NOTION MATHEMATIQUE DE DERIVEE

La dérivée d'une fonction y d'une variable x pour la valeur x_o de la variable est la limite, si elle existe, du rapport de l'accroissement de la fonction à l'accroissement de la variable, quand ce dernier tend vers O.

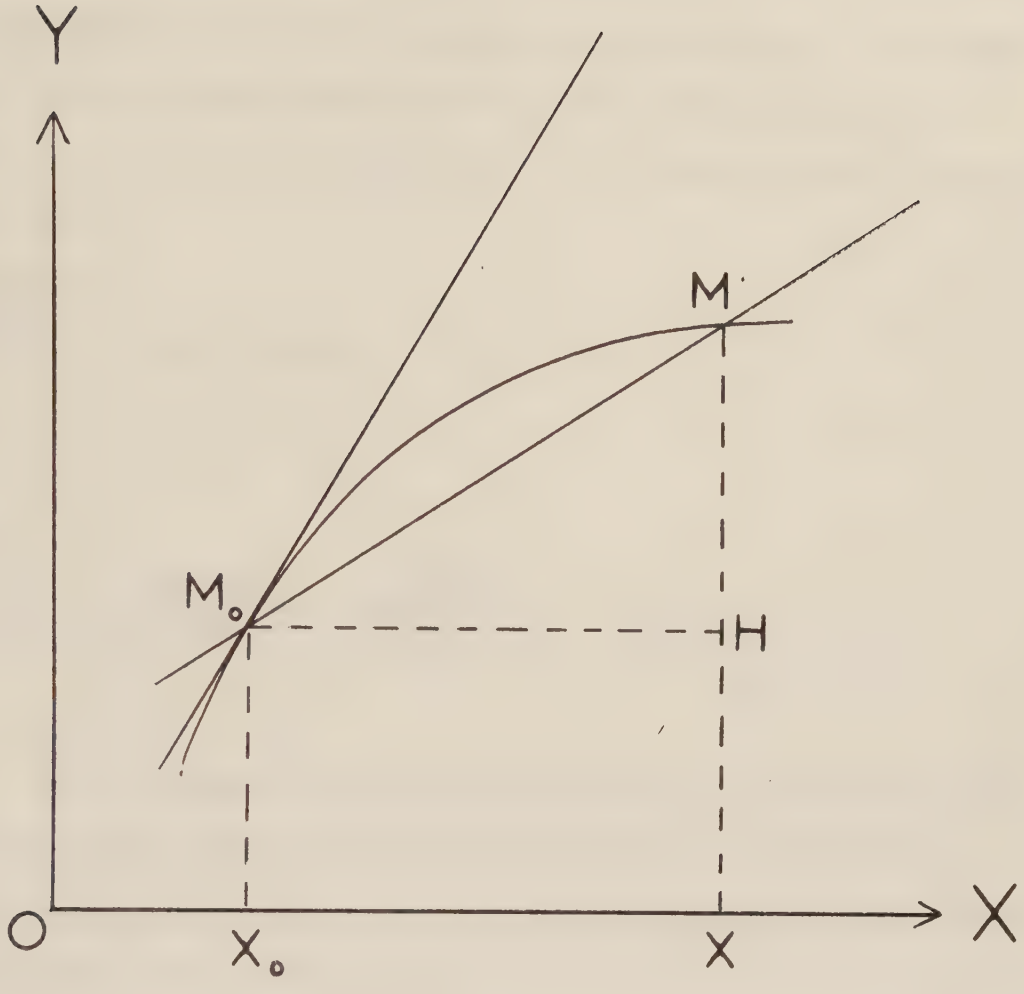
L'accroissement peut être numériquement positif ou négatif.

Considérons la fonction f (x). Elle fait correspondre à x un nombre y = f (x). Elle est une fonction d'une seule variable. La dérivée de f (x) au point x_o sera la limite du rapport $\frac{f(x) - f(x_o)}{x - x_o}$ lorsque x tend vers x_o . C'est donc un être mathématique qui n'indique une valeur que si l'on a choisi un point x_o pour la définir en ce point. On le note $f'(x_o)$.

Bien sur, on pourra écrire f' (x) pour désigner d'une manière générale la fonction dérivée de f(x) quelque soit le point x choisi, mais f'(x) sera une image de x par la fonction f' (x).

Sur le plan géométrique, si l'on se reporte à la courbe constituant le graphe de f(x) = o, on peut rechercher la représentation géométrique de $f(x_o)$.

./.



SIGNIFICATION GEOMETRIQUE DE LA DERIVEE

FIGURE 1

Soit les points $M_o\ (x_o, y\ o)$ et $M\ (x, y)$. Abaissons de ces deux points du plan les perpendiculaires sur l'axe des x (le repère étant orthonormé), leur pied respectif se trouve en x_o et x. La parallèle à O x passant par M o coupe M x en H.

Visiblement

$$\frac{\overline{H\,M}}{M_o\,H} = \frac{f(x) - f(x_o)}{x - x_o}$$

de sorte que

$$\frac{f(x) - f(x_o)}{x - x_o} = \frac{\overline{H\,M}}{\overline{M_o\,H}}$$

Or ce rapport est par définition la tangente trigonométrique de l'angle que fait M_o H avec M_o M. C'est le coefficient directeur de la droite. La droite M_o M est une sécante pour la courbe.

Supposons maintenant que x se rapproche infiniment de x_o. Le rapport $\frac{f(x) - f(x_o)}{x - x_o}$ devient à la limite la dérivée $f'(x_o)$ mais il ne cesse pas d'avoir la signification de $\frac{\overline{H\,M}}{\overline{M_o\,H}}$

La sécante M_o M , quand x tend vers x_o , voit M se rapprocher infiniment de M_o . Elle devient géométriquement

./.

la tangente à la courbe au point M_o et ceci par définition : la tangente à une courbe, si elle existe, en un point M_o est bien la limite de la sécante M_o M lorsque M se rapproche infiniment de M_o jusqu'à être confondu avec lui.

Le passage à la limite a donc transformé simultanément le rapport $\frac{f(x) - f(x_o)}{x - x_o}$ en dérivée et la sécante M_o M en tangente au point M_o. Mais il n'a pas altéré la signification trigonométrique du rapport.

Ainsi la dérivée $f(x_o)$ est la tangente trigonométrique de l'angle de la droite O x avec la tangente géométrique à la courbe en M_o .

Ainsi du point de vue géométrique, la dérivée d'une courbe en un point est égale à la pente de la tangente au point considéré.

Les applications des dérivées à l'étude des courbes découlent de cette propriété . Soit C une courbe primitive, la courbe dérivée C' est représentative des variations d'inclinaison de C .

On peut chercher de la même manière si la dérivée est à son tour dérivalle : f" (x) sera la dérivée seconde f' (x) peut aussi s'écrire $\frac{d\,y}{d\,x}$ et f" (x), $\frac{d^2\,y}{d\,x^2}$.

./.

Propriétés générales des dérivées

Il n'y a pas d'équivalence entre la propriété de continuité et la propriété de dérivabilité. Il peut arriver qu'une fonction continue d'un intervalle I ne soit pas dérivable en un ou plusieurs points de cet intervalle : Le cas est fréquent sur des courbes présentant des points anguleux ou des points de rebroussement. Il convient de remarquer que l'incisure cartacrate des carotidogrammes lorsqu'elle est très marquée constitue l'équilent d'un point anguleux.

L'interprétation rationnelle de la courbe dérivée par rapport à la courbe primitive est principalement fondée sur deux théorèmes :

- A une fonction croissante correspondent des valeurs positives de la dérivée ; à une fonction décroissante des valeurs négatives de la dérivée.
- Lorsque la fonction passe par un maximum ou un minimum, la dérivée s'annule en changeant de signe.

En conséquence, la lecture d'une courbe dérivée doit être faite par rapport à un axe de référence, la ligne des "dérivées nulles", ou ligne de base. Une courbe primitive ascendante inscrit sa dérivée au dessus de la ligne de base, une courbe descendante au dessous. Si elle passe par un maximum ou un minimum, la courbe dérivée revient à la ligne de base et change de signe.

./.

De plus, la croissance ou la décroissance de la dérivée répondent aux règles suivantes :

- Si la courbe primitive C est ascendante et concave vers la gauche, la dérivée est positive et croissante.
- Si C est ascendante et concave vers la droite, la dérivée est positive et décroissante.
- Si C est descendante et concave vers la gauche, la la dérivée est négative et décroissante.
- S'il existe une inflexion sur la gauche primitive, c'est à dire un point où la concavité de la courbe change de sens, la dérivée passe par un maximum ou un minimum.

Ainsi l'étude des dérivées est toujours susceptible d'apporter des informations utiles lorsqu'une analyse précise des courbes est nécessaire. Elle permet de situer exactement les sommets, les déclivités, les inflexions, et en particulier les accidents graphiques, correspondant à des variations rapides du phénomène observé.

Signification physique de la dérivée des mécanogrammes.

Les mécanogrammes sont des courbes de variation de volume ou de déplacement de paroi.

La courbe primitive est donc un tracé dont l'abcisse est le temps et l'ordonnée le déplacement. Ce déplacement varie avec une certaine vitesse.

La dérivée première du déplacement par rapport au temps $\frac{d\,l}{d\,t}$ représente la pente de la tangente à la courbe primitive. En définitive les termes de "dérivéeé et de "vitesse de déplacement" sont synonymes.

LES PRINCIPES ELECTRONIQUES DES SYSTEMES DE DIFFERENCIATION

La système électronique utilisé pour obtenir la dérivée du signal primaire est schématisé sur la figure 2.

Il s'agit d'un système résistance capacité (RC) comprenant un condensateur C et résistance R.

Le signal primaire est d'abord amplifié, puis passe dans la capacité C . Le signal dérivé sera recueilli aux bornes de la résistance ; il sera ultérieurement amplifié.

A chaque instant le potentiel d'entrée VE (signal primaire) est égal à la somme du potentiel du condensateur VC et du potentiel de sortie VS.

$$VE = VC + VS$$

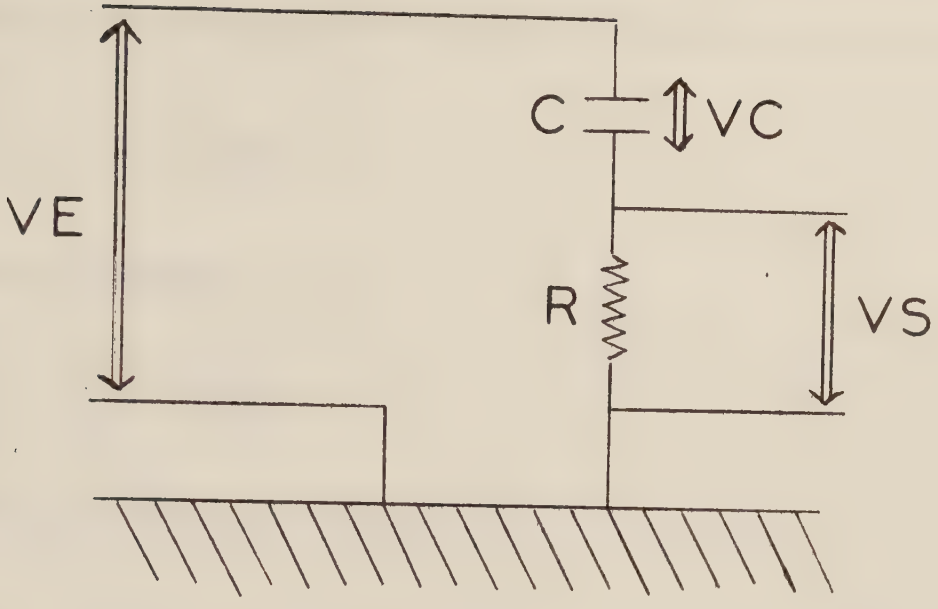
Nous pouvons dériver cette équation, et nous obtenons :

$$\frac{d\,VE}{d\,t} = \frac{d\,V\,C}{d\,t} + \frac{d\,V\,S}{d\,t} \qquad (1)$$

Par ailleurs l'intensité instantanée I du courant est égale aux nombre de charges électriques élémentaires déplacées (d Q) divisé par le temps nécessaire à ce déplacement lorsque ce temps tend vers zéro (d t)

$$I = \frac{d\,Q}{d\,t} \qquad (2)$$

./.



C = CAPACITÉ

R = RESISTANCE

V = POTENTIEL

VE = VC + VS

SCHEMA DE BASE D'UN SYSTEME DE DIFFERENCIATION

FIGURE 2

Comme d'autre part la capacité C est égale par définition au rapport entre les variations de charge d Q et les variations de potentiel d V C du condensateur, c'est-à-dire

$$C = \frac{d\,Q}{d\,V\,C} \qquad (3)$$

On peut en déduire

$$\frac{I}{C} = \frac{d\,V\,C}{d\,t} \qquad (4)$$

L'équation (1) devient ainsi

$$\frac{d\,V\,E}{d\,t} = \frac{I}{C} + \frac{d\,V\,S}{d\,t} \qquad (5)$$

Or la loi d'O H M donne

$$I = \frac{V\,S}{R} \qquad (6)$$

Les équations (5) et (6) permettent d'écrire

$$\frac{d\,V\,E}{d\,t} = \frac{V\,S}{C\,R} + \frac{D\,V\,S}{d\,t}$$

ou encore

$$V\,S = \frac{d\,V\,E}{d\,t} - \frac{d\,V\,S}{d\,t} \qquad C\,R$$

Ainsi le potentiel de sortie V S est égal à la dérivée du potentiel d'entrée V E moins un facteur d'erreur,

./.

le tout pultiplié par la constante de temps du système.

Les trois facteurs qui règlent l'amplitude de V S sont donc la constante de temps C R, le potentiel d'entrée V E, et la fréquence (ou la pente) de ce dernier.

Le facteur d'erreur $\frac{d\ V\ S}{d\ t}$ représente la première dérivée de V S et se rapproche donc de la deuxième dérivée du potentiel d'entrée V E. Si l'erreur ne dépasse 10 %, le système peut être considéré comme satisfaisant.

Le rôle de la constante de temps.

La réponse d'un système résistance capacité (cf. figure 2) à l'application d'un potentiel E est exponentielle et nécessite dès lors un temps théoriquement infini.

La constante de temps mesure la rapidité de cette réponse ; exprimée en secondes, elle est égale au produit de la capacité C (en microfarads) et de la résistance R (en mégohms).

Elle peut se définir de deux façons. La charge de la capacité V C se fait à une vitesse initiale égale à E/ CR. Si cette vitesse était maintenue, le temps nécessaire pour

./.

que V C atteigne E serait égal à E/ (E/CR), c'est-à-dire à CR. A ce moment le potentiel de résistance V S s'annule puisque V E = V C + V S. Ainsi la constante de temps est le temps qui serait nécessaire pour que le circuit atteigne un équilibre si la vitesse initiale de charge était maintenue.

Par ailleurs, d'un point de vue mathématique, le voltage de la capacité V C est à chaque instant égal à $E\left\{I - E^{\frac{}{C\,R}}\right\}$

Quand t atteint la valeur de la constante de temps C R, V C est égal à $E\,(\,I - E^{-1}\,)$, c'est-à-dire à 0,632 E . La constante de temps est donc le temps nécessaire pour que le potentiel de condensateur V C atteigne 63,2 % de sa valeur finale E, ou encore pour que le potentiel de résistance V S tombe à 36, 8 % de sa valeur initiale E puisque V E = V C + V S.

Une grande constante de temps est au moins égale à trois fois la durée du phénomène à étudier.

Dans ces conditions, ce dernier est reproduit avec une fidélité satisfaisante par le potentiel de résistance VS. Si la constante est plus petite, le phénomène est altéré à la sortie. Si elle est beaucoup plus petite seules les variations du phénomène apparaissent encore. On conçoit donc la nécessité d'une très petite constante de temps lorsque l'on veut obtenir des courbes dérivées correctes.

./.

Les limites techniques de la méthode.

De même que les courbes de pression, les carotidogrammes peuvent se décomposer en une série de sinusoïdes, dont la fondamentale a la même fréquence que le battement cardiaque, et dont les harmoniques ont une fréquence qui est un multiple de la fondamentale. Il s'agit d'un développement en série de FOURIER. La superposition des sinusoïdes engendre les pentes ascendantes et descendantes du carotidogramme, pentes qui sont caractérisées par leur vitesse et leur accélération, c'est-à-dire par leur première et deuxième dérivées.

L'amplitude des harmoniques décroît très rapidement et dès la dixième harmonique, elle n'atteint déjà plus que 1 % à 5 % de l'amplitude de la fondamentale.

La fréquence réelle de cette dixième harmonique va de 10 à 20 C P S pour des fréquences cardiaques de 60 à 120 / minute. Dès lors il est nécessaire et pratiquement suffisant de dériver correctent les fréquences de 1 à 20 C P S, ce qui peut être réalisé par l'utilisation d'une constante de temps de l'ordre de 1 milliseconde.

L'utilisation d'une constante de temps plus petite permettrait d'étendre ces limites. Cependant tous les potentiels de sortie seraient automatiquement réduits.

./.

Comme par ailleurs la linéarité serait prolongée jusqu'à des fréquences plus élevées, l'amplitude relative de ces dernières serait accrue. En d'autres termes, la diminution de la constante de temps réduirait surtout l'amplitude des basses fréquences, c'est à des fréquences essentielles de l'onde pulsatile. Dès lors, il serait nécessaire d'amplifier les tracés. Ainsi pourraient apparaître deux sortes d'artefacts :

- en premier lieu, des parasites de hautes fréquences, bruits de fond des tubes, collectés dans les divers étages électroniques et venant altérer la ligne de base.
- et en deuxième lieu, une réinjection des potentiels enregistrés par les autres canaux sur le canal de la dérivée.

Quelles que soient les conditions utilisées, il convient de dépister systématiquement et d'éliminer autant que possible ces divers artefacts. Il faut se méfier en particulier des fréquences parasites dues à l'influence du courant du secteur sur le circuit de raccordement du dérivateur à l'amplificateur.

Quant à la réinjection, elle peut provenir de la fonction primitive de la fonction primitive elle-même ou des autres tracés (électrocardiogramme ; phonocardiogramme). La réinjection de la fonction primitive est aisément mise en

./.

évidence si l'on dérive un signal d'allure carrée ; une telle dérivée doit comporter deux pics, l'un positif, l'autre négatif, entre lesquels le tracé revient à la ligne de base. La persistance d'un décalage du tracé entre les deux pics s'explique selon le cas par une réinjection de l'onde carrée primitive, ou par l'utilisation d'une constante de temps trop longue.

D'autre part pour déceler une réinjection des phénomènes enregistrés sur les autres canaux, il suffit de voir si la connection ou la déconnection de ces derniers modifie le tracé de la dérivée.

- L'ENREGISTREMENT DES TRACÉS POLYGRAPHIQUES -

Les tracés polygraphiques synchrones ont été enregistrés à l'aide de l'appareil HELLIGE MULTISCRIPTOR 9400 THS.

Au cours de l'étude du pouls carotidien, deux programmes différents sont sélectionnés sur l'appareil :

- un programme comprenant une dérivation électrocardiographique, le carotidogramme, et une gamme de fréquence du phonocardiogramme ;
- un programme comprenant une dérivation électrocardiographique, le carotidogramme et sa dérivée première.

La dérivation électrocardiographique de référence :

Dans tous les cas, avant la prise du tracé carotidien, les 12 dérivations électrocardiographiques habituelles sont enregistrées à la vitesse de 50 mm/s.

La dérivation de référence retenue pour le tracé polygraphique peut alors être choisie : c'est habituellement D_2 ; mais il arrive parfois que le début de l'activation du complexe Q R S en D_1 ou D_3 soit nettement plus visible qu'en D_2 et même précède dans le temps celle observée en D_2 : D_1 ou D_3 sont alors préférés à D_2 comme dérivation de référence ; cette précision est indispensable si l'on veut éviter toute erreur lors de la mesure de la durée des intervalles QB_1 et QB_2.

Le carotidogramme est recueilli à l'aide d'un capteur de pouls à capacité muni d'un bouton détecteur, protégé par une embrase d'appui, et maintenu en place par une sangle inextensible. Le sujet est placé en décubitus

... / ...

dorsal, torse surélevé à 30° et tête défléchie. Le capteur est placé à proximité du sinus carotidien, là où les battements de la carotide sont le mieux perçus. La pression doit être continue et modérée, idéalement inférieure à la pression diastolique.

La dérivée du carotidogramme a été obtenue à l'aide du différentiateur électronique construit par HELLIGE. Ce système permet d'obtenir une dérivée première avec quatre constantes de temps : 50 , 20, 10, et 2 millisecondes. En théorie, la valeur de la constante de temps devrait être encore plus courte, mais l'expérience montre qu'en fait 20 millisecondes représentent une constante de temps acceptable. Il est facile de le vérifier, puisque les points de changement de sens des différents segments de la courbe primitive (début de l'ascension carotidienne, sommet de celle-ci, incisure et sommet de l'onde dicrote) doivent, sur la courbe dérivée, se trouver sur la même horizontale.

Afin de rendre plus vive l'acuité des différents accidents observés sur la dérivée (pic protosystolique et nadir télésystolique), il y a intérêt à donner au tracé de la dérivée la plus grande amplitude compatible avec un enregistrement sans distorsion, soit 15 mm au maximum de part et d'autre de la ligne de base avec notre modèle d'enregistreur.

D'un autre côté, en raison de la raideur de la pente de l'ascension carotidienne et du versant ascendant du nadir

... / ...

télésystolique de la dérivée, ainsi que pour permettre une meilleure lecture des points de changement de pente, il est nécessaire d'enregistrer les tracés à une vitesse suffisamment rapide.

Cette condition a pour conséquence d'annuler partiellement le bénéfice tiré de la première. Aussi, se trouve-t-on amené à utiliser une vitesse d'enregistrement de 50 mm/s.

Le phonocardiogramme est systématiquement recueilli, avant tout enregistrement du carotidogramme, à l'extrémité interne des 2^{e} espaces intercostaux droit et gauche, au 4^{e} espace intercostal gauche et à la pointe. Lors de l'enregistrement du carotidogramme, une bande de fréquence phonocardiocardiographique est sélectionnée, successivement moyenne - basse fréquence (70 à 140 Hz) puis moyenne - haute fréquence (140 à 250 Hz).

Pour les mesures chronologiques, les bruits du coeur sont repérés au 4^{e} espace intercostal gauche, les souffles de rétrécissement aortique au 2^{e} espace intercostal droit.

LA MORPHOLOGIE DE LA DERIVEE PREMIERE DU SPHYGMOGRAMME CAROTIDIEN CHEZ LE SUJET NORMAL

Chez les sujets normaux de moins de 30 ans, la dérivée première du carotidogramme présente successivement au cours du cycle cardiaque quatre accidents principaux (cf. figure 3) :

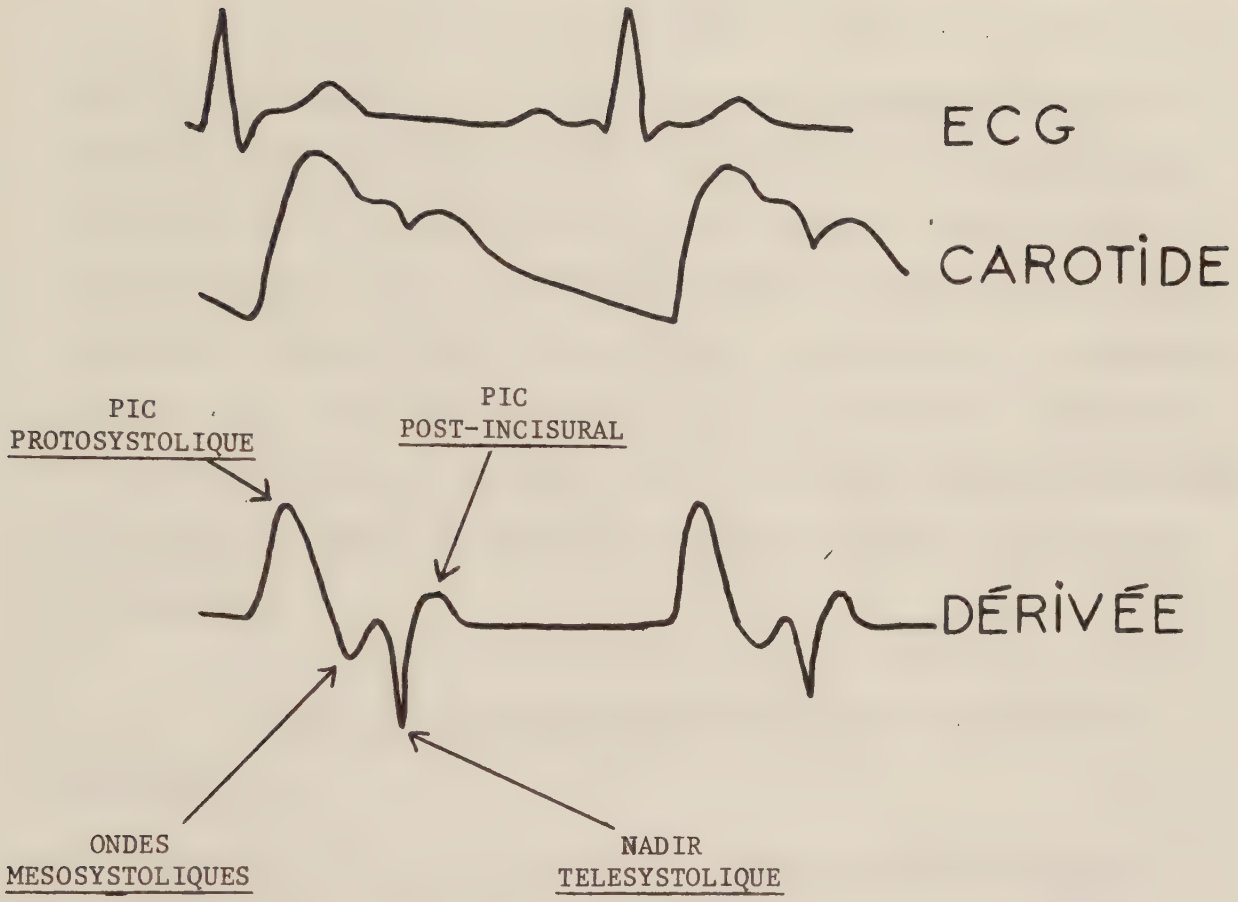
- Trois surviennent au cours de la systole ; ce sont dans l'ordre chronologique :
  - . le pic protosystolique,
  - . les 2 ondes mésosystoliques,
  - . et le nadir télésystolique.
- Un survient en début de diastole :
  - . le pic post incisural.

Description des divers accidents du tracé :

Le pic protosystolique, positif au dessus de la ligne de base est l'accident le plus ample du tracé. Il est souvent précédé d'une petite onde préliminaire. Le pied du pic protosystolique se situe souvent sur la ligne de base et toujours à son extrême voisinage.

La branche ascendante du pic protosystolique dessine une brève déflexion à pente raide et approximativement rectiligne qui gagne un sommet pointu ou arrondi. Ce sommet correspond à l'inflexion qui existe normalement sur la branche

... / ...



MORPHOLOGIE NORMALE DE LA DERIVEE

DU CAROTIDOGRAMME

FIGURE 3

ascendante du sphygmogramme carotidien, c'est-à-dire au point où la concavité de la courbe change de sens, donc là où se situe le maximum de variation de pression.

Il est possible que cette branche ascendante du pic protosystolique soit en rapport avec la phase d'éjection initiale au cours de laquelle l'énergie de la contraction ventriculaire est surtout déployée contre l'inertie de la masse sanguine. La branche descendante comporte un segment initial à pente rapide sensiblement symétrique à la branche ascendante, puis un segment à pente plus douce. La dérivée s'annule alors, et le point où elle devient nulle correspond au premier sommet du carotidogramme ou onde de percussion de BRAMWELL.

Les deux ondes mésosystoliques ont une faible amplitude :

- La première, négative, est en relation avec le segment descendant initial du plateau mésosystolique du carotidogramme ou plus précisément avec la branche descendante de l'onde de percussion de BRAMWELL.

- La seconde, positive, est synchrone du relèvement terminal du plateau de l'onde systolique, c'est-à-dire de la branche ascendante de l'onde de réflexion primaire ("Tidal wave").

Le nadir télésystolique est un creux profond sur les dérivées normales. Il correspond à la forme dérivée de la branche catacrote du sphygmogramme conventionnel.

... / ...

La dérivée passe alors par un minimum, puis remonte rapidement en 0,01 s à 0,02 s jusqu'au niveau de la ligne de base, niveau qui est atteint en un point synchrone de l'incisure catacrote du carotidogramme.

Le pic post incisural, positif, a une faible amplitude. Il correspond sur le sphygmogramme carotidien à la partie initiale de l'onde dicrote, allant de l'incisure au sommet de l'onde dicrote.

Au-delà du pic post incisural, la dérivée est presque plate, ondulant faiblement autour de la ligne de base jusqu'à la systole suivante.

L'influence de l'âge du sujet sur la morphologie de la dérivée:

Chez les sujets de plus de 40 ans, les deux ondes mésosystoliques s'estompent, voire même disparaissent pour faire place à une courbe régulière qui joint directement pic protosystolique et nadir télésystolique. Ceci correspond aux variations de la morphologie de l'onde pulsatile, car, avec l'âge, l'élasticité des artères diminue et les résistances périphériques augmentent.

En définitive, l'intérêt de la dérivée pour faciliter la détermination des limites de la période d'éjection, c'est-à-dire le pied de l'ascension carotidienne et le fond de l'incisure, est indéniable.

... / ...

Aucune réserve n'est à faire pour l'incisure qui est toujours précédée sur la dérivée d'une dépression aiguë, le nadir télésystolique qui est un repère très constant et très fixe.

En ce qui concerne le pied de l'ascension carotidienne, l'opinion doit être plus nuancée.

En plus du cas sans intérêt en l'occurrence où le pied de l'ascension carotidienne et le début du pic de la dérivée sont tous deux très francs, nous avons rencontré trois éventualités. Seule la première, qui est d'ailleurs fréquente, est à l'avantage de la dérivée : c'est celle où le petit segment arciforme qui précède le pied réel de l'ascension carotidienne se traduit juste avant le pied du pic de la dérivée par une franche cassure de pente, ou par un petit accident en marche d'escalier.

Les deux autres desservent sa cause, soit que le pied du pic protosystolique s'amorce peu à peu par un arc largement ouvert, soit même qu'il se trouve précédé d'un court segment rectiligne d'une obliquité très voisine de la sienne.

L'ensemble de ces constatations autorisent les deux conclusions suivantes. Le début du pic de la dérivée est un repère de moindre valeur que le nadir télésystolique. La concordance des points homologues des deux courbes doit être constamment vérifiée.

... / ...

- LES MESURES EFFECTUÉES SUR LES TRACÉS -

Deux ordres de mesures ont été effectuées sur les tracés polygraphiques :

- d'une part des mesures comparatives chronologiques,
- d'autre part des mesures d'amplitude relative des accidents de la dérivée.

Les mesures chronologiques :

Elles ont porté sur la détermination des intervalles de temps systoliques à partir des enregistrements synchrones de l'E C G, du carotidogramme et du phonocardiogramme, et sur les mesures chronologiques propres au carotidogramme et à sa dérivée.

Chez chaque sujet, les valeurs des différents temps systoliques retenues pour l'étude représentent la moyenne des temps mesurés sur dix systoles consécutives.

La durée des intervalles de temps systoliques est déterminée selon la méthode suivante :

- La systole électro-mécanique totale $Q B_2$ est l'espace séparant le début du complexe Q R S de la première vibration de haute fréquence de la composante aortique du deuxième bruit.
- Le temps d'éjection est l'intervalle allant du pied de la montée systolique du carotidogramme à l'incisure catacrote.

... / ...

- La période de pré-éjection est la différence entre la systole électromécanique totale et le temps d'éjection

(Pré-éjection = Q B_2 - Ejection).

- Le rapport $\frac{\text{période de pré-éjection}}{\text{temps d'éjection}}$ est systématiquement calculé.

- L'espace Q B_1 , ou temps de transformation, se mesure entre le début du complexe Q R S et le début de la première grande composante du premier bruit en moyenne-haute fréquence

- L'intervalle B_1 B_2 est déterminé par la différence de Q B_2 et de Q B_1

- la durée de la contraction isométrique est donnée par la formule B_1 B_2 - temps d'éjection.

Au niveau du carotidogramme, on mesure de plus :

- Le temps d'ascension,
- et le temps de demi-ascension, temps nécessaire pour que l'onde systolique atteigne la moitié de son amplitude maximale.

Enfin, sur le tracé de la dérivée, trois paramètres chronologiques sont mesurés :

- Le temps de montée T M du pic protosystolique entre le pied de ce pic et son sommet ;

... / ...

- Le temps de descente T D , temps qui sépare le pied du pic protosystolique et le nadir télésystolique ;

- Enfin le temps post incisural T P I, qui représente la durée totale du pic post incisural depuis le point synchrone de l'incisure du carotidogramme jusqu'au retour à la ligne de base de la dérivée.

Les temps systoliques ont été corrigés en fonction de la fréquence à partir des équations suivantes établies par WEISSLER en 1968 et 1969 :

F C = Fréquence cardiaque

D S = Déviation standard.

$Q\,B_2$: { Hommes : 54,6 - 0,21 F C (D S = 1,4)
Femmes : 54,9 - 0,20 F C (D S = 1,4)

Ejection : { Hommes : 41,3 - 0,17 F C (D S = 1)
Femmes : 41,8 - 0,16 F C (D S = 1)

Prééjection ($= QB_2$ - Ejection) : { Hommes : 13,1 - 0,04 F C (D S = 1,3)
Femmes : 13,3 - 0,04 F C (D S = 1,1)

Prééjection = Hommes et femmes = 0,345 (D S = 0,036)
Ejection (rapport indépendant de la fréquence cardiaque et du sexe).

$B_1\ B_2$ { Hommes = 45,6 - 0,18 F C (D S = 1,5)
Femmes = 46,1 - 0,16 F C (D S = 1,2)

$Q\,B_1$ { Hommes = 9 - 0,04 F C (D S = 1,1)
Femmes = 8,9 - 0,03 F C (D S = 0,9)

... / ...

Phase isométrique (= B_1 B_2 - Ejection) : Hommes 3,8 (DS= 1) ; Femmes 3,9 (DS= 0,9)

Certaines données ne sont pas corrigées. C'est le cas :

- du temps d'ascension
- du temps de demi-ascension

... mesurés sur le carotidogramme.

- du temps de montée TM
- du temps de descente TD
- du temps post incisural TPI

... mesurés sur la dérivée.

Les mesures d'amplitude des accidents de la courbe dérivée :

Il est impossible de mesurer dans l'absolu l'amplitude réelle des différents accidents de la dérivée puisque le carotidogramme, qui constitue la courbe primaire, n'est lui-même pas étalonné.

Il est par contre possible de comparer l'amplitude relative des accidents de la dérivée à celle de la courbe primitive carotidienne.

Pour réaliser cette mesure relative d'amplitude, nous avons donné un gain fixe à la piste d'enregistrement de la dérivée ; dès lors l'amplitude de la dérivée ne dépend plus que de celle du sphygmogramme.

Nous avons choisi arbitrairement pour tous les enregistrements un gain fixe tel qu'un signal de 1 millivolt

... / ...

donne une déflexion de 1 centimètre sur la piste où est enregistrée la dérivée.

Sur tous les tracés, nous avons appelé :

A = Amplitude totale du sphygmogramme carotidien.

H = Hauteur du pic protosystolique de la dérivée au dessus de la ligne de base.

P = Profondeur du nadir télésystolique de la dérivée.

h = hauteur du pic post incisural de la dérivée.

Nous avons donc pu déterminer, par le biais du gain fixe, les trois rapports $\frac{H}{A}$, $\frac{P}{A}$, $\frac{h}{A}$, qui expriment les amplitudes relatives des trois accidents principaux de la courbe dérivée.

TABLEAU I

PRINCIPAUX PARAMÈTRES MESURÉS

TEMPS SYSTOLIQUES

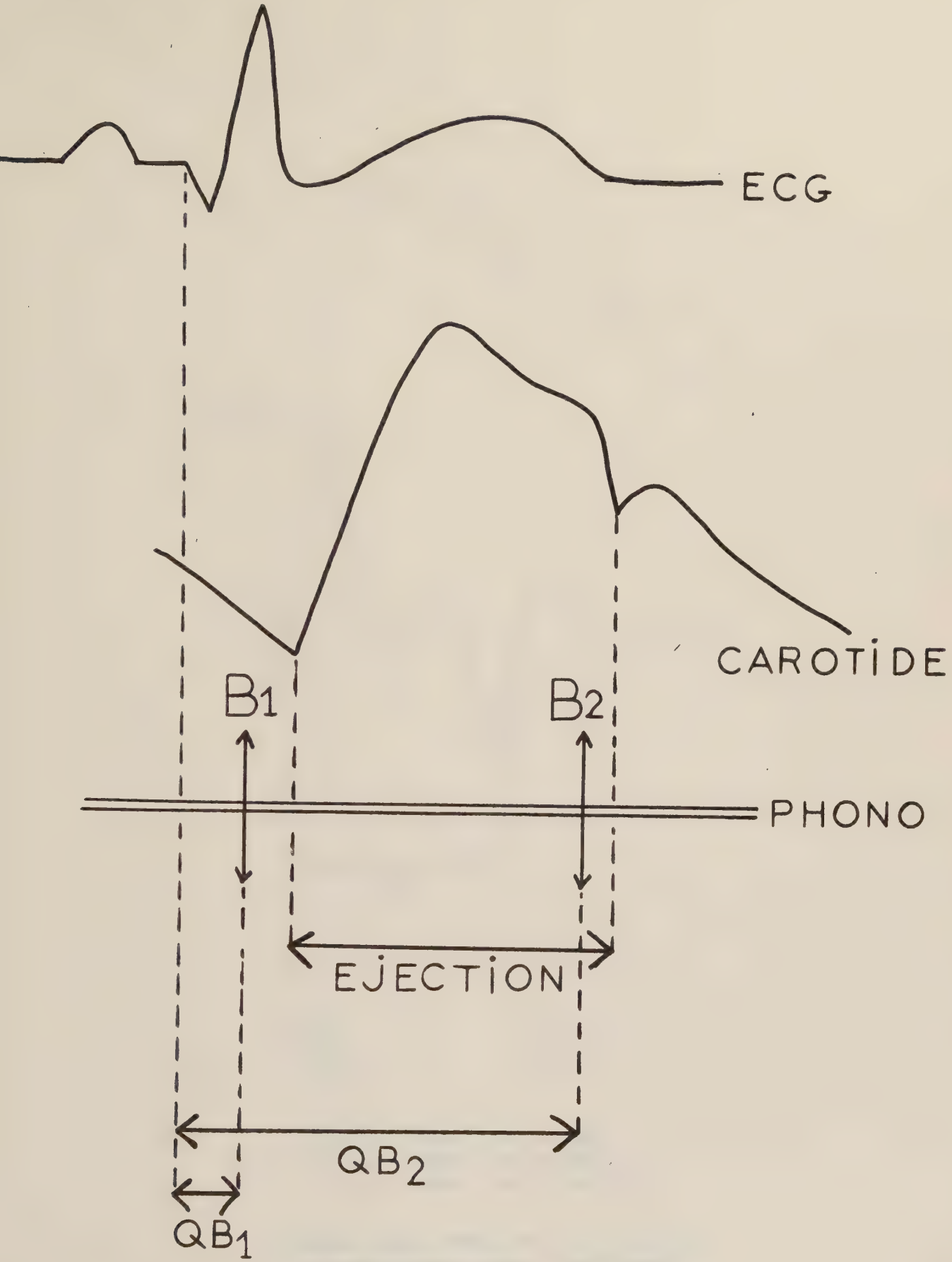
- Systole électromécanique totale = Q B_2
- Temps d'Ejection
- Prééjection = Q B_2 - Ejection
- Rapport $\frac{\text{Prééjection}}{\text{Ejection}}$
- Temps de transformation Q B_1
- B_1 B_2 = Q B_2 - Q B_1
- Durée de la contraction isométrique = B_1 B_2 - Ejection

CAROTIDOGRAMME

- Temps d'ascension
- Temps de ½ ascension
- A = Amplitude totale du carotidogramme

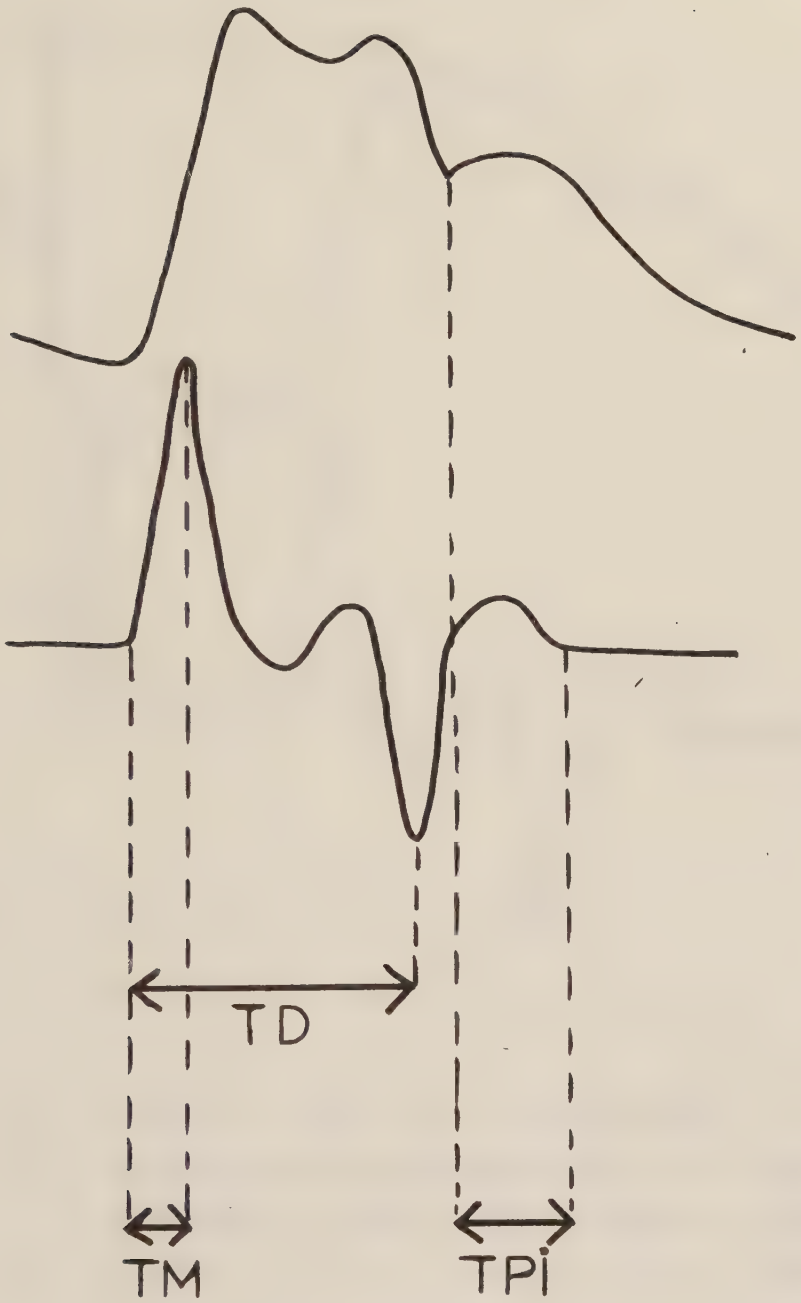
DÉRIVÉE DU CAROTIDOGRAMME

- Temps de montée du pic protosystolique = T M
  (du pied du pic protosystolique à son sommet)
- Temps de descente = TD
  (du pied du pic protosystolique au nadir télésystolique)
- Temps post-incisural = T P I
  (depuis le point synchrone de l'incisure du carotidogramme jusqu'au retour à la ligne de base de la dérivée)
- H = Hauteur du pic protosystolique de la dérivée
- $\frac{H}{A}$ = Amplitude relative du pic protosystolique
- P = Profondeur du nadir télésystolique de la dérivée
- $\frac{P}{A}$ = Amplitude relative du nadir télésystolique
- h = hauteur du pic post-incisural de la dérivée
- $\frac{h}{A}$ = Amplitude relative du pic post-incisural.



MESURE DES TEMPS SYSTOLIQUES

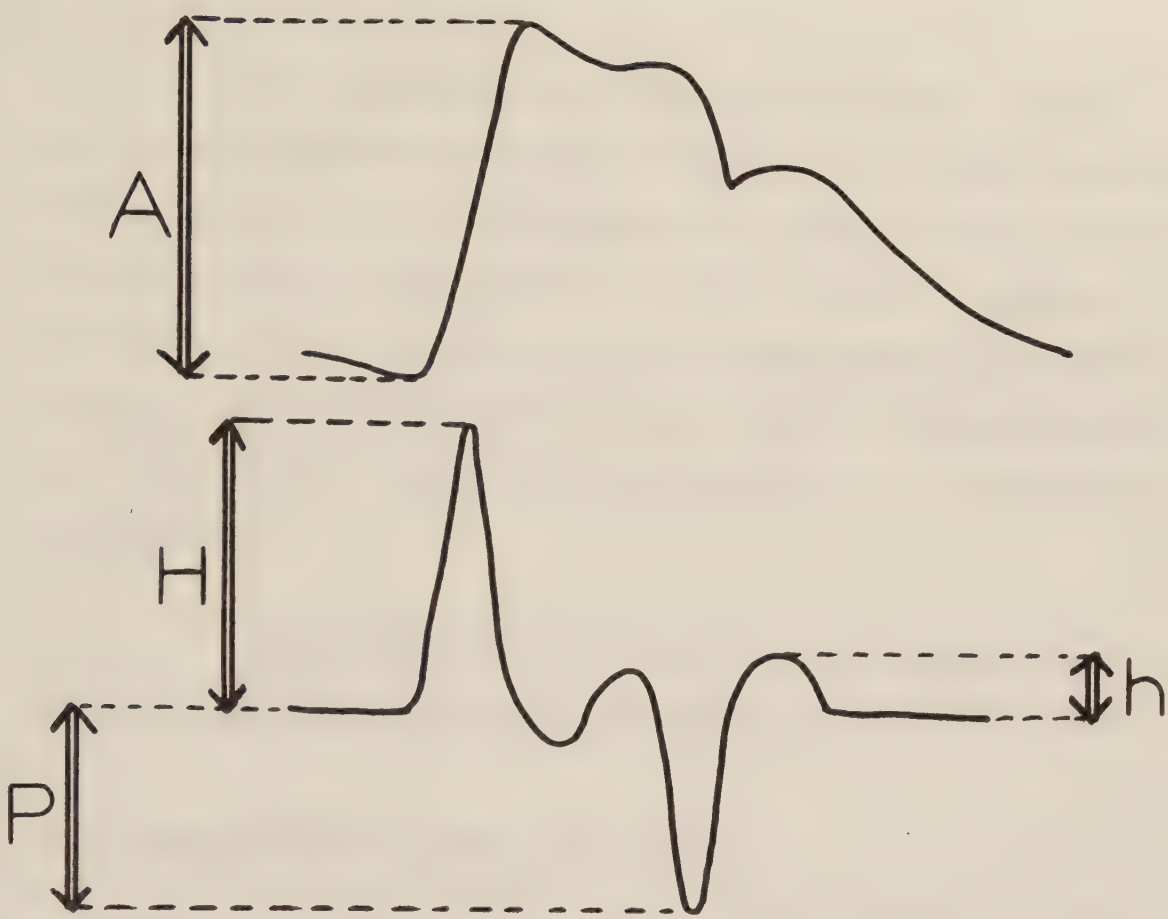
FIGURE 4



TM = TEMPS DE MONTEE
TD = TEMPS DE DESCENTE
TPI = TEMPS POST INCISURAL

MESURE DES TEMPS SUR LA DERIVEE

FIGURE 5



A = Amplitude totale du carotidogramme
H = Hauteur du pic protosystolique de la dérivée
P = Profondeur du nadir télésystolique de la dérivée
h = Hauteur du pic post-incisural de la dérivée

MESURE DES AMPLITUDES SUR LA DERIVEE

FIGURE 6

RÉSULTATS OBSERVÉS
CHEZ LES SUJETS NORMAUX

Les intervalles de temps systoliques, et les différents paramètres d'amplitude et de chronologie mesurés sur la dérivée du carotidogramme, ont été étudiés chez dix sujets normaux, sept hommes et trois femmes. Un examen clinique, radioscopique, et électrocardiographique systématique a confirmé dans tous les cas avant l'enregistrement la normalité de l'état cardio-vasculaire et de la tension artérielle.

Les résultats individuels et les moyennes sur dix sujets sont consignés dans les tableaux II , III et IV.

Les intervalles de temps systoliques :

La valeur mesurée pour chaque intervalle a été comparée avec la valeur théorique corrigée en fonction de la fréquence cardiaque selon les équations proposées par WEISSLER, et les résultats ont été exprimés en pourcentage par rapport aux chiffres théoriques.

Les moyennes évaluées sur l'échantillon des dix sujets normaux sont les suivantes :

$Q B_2$ ..... = 93,20 %
Ejection ..... = 95,22 %
Prééjection ... = 88,87 %

... / ...

$\frac{\text{Prééjection}}{\text{éjection}}$ ..... = 93,59 %

B_1 B_2 ..... = 92,74 %

QB_1 ..... = 99,19 %

B_1 B_2 - Ejection. = 72,05 %

Ces moyennes observées sont très proches des valeurs théoriques, sauf en ce qui concerne la durée de la contraction isométrique (B_1 B_2 - Ejection). En effet, l'extrême brièveté de la contraction isométrique explique les causes d'erreur et les difficultés de mesure de la durée de cette phase, même chez les sujets normaux.

Il convient de rèmarquer que la difficulté est plus grande encore en pathologie, si bien que PARISI (1971) et IBRAHIM (1973) renoncent à mesurer la contraction isométrique par les méthodes graphiques externes au cours des valvulopathies aortiques.

Sur les dérivée et la courbe primitive carotidienne, les temps observés n'ont pas été corrigés.

Les moyennes chez les dix sujets normaux sont les suivantes :

- Pour le carotidogramme :
  - . demi-ascension = 0,042 s
  - . ascension = 0,114 s

... / ...

- Pour la dérivée :

  - Temps de montée TM ..... = 0,037 s
  - temps de descente TD ..... = 0,273 s
  - temps post incisural TPI ..... = 0,099 s

  - hauteur relative du pic protosystolique ..... $= \frac{H}{A}$ = 0,496

  - profondeur relative du nadir télésystolique ..... $= \frac{P}{A}$ = 0,203

  - hauteur relative du pic post incisural ..... $= \frac{h}{A}$ = 0,069

T A B L E A U II

SUJETS NORMAUX

MESURE DES INTERVALLES DE TEMPS SYSTOLIQUES

NOM	SEXE	AGE	FREQUENCE CARDIAQUE (min)	$Q B_2$ (s)	$Q B_2$ corrigé (%)	Ejection (s)	Ejection corrigée (%)	pré-éjection (s)	pré-éjection corrigée (%)	Prééjection / Ejection	Prééjection / Ejection (%)
BOU.	M	43	63	0,40	96,68	0,30	98,07	0,10	94,51	0,333	96,61
ECH.	M	18	51	0,40	91,13	0,30	91,93	0,10	90,41	0,333	96,61
GEN.	M	18	57	0,38	89,13	0,30	94,90	0,08	73,93	0,266	77,29
BEN.	M	28	57	0,36	84,45	0,29	91,74	0,07	64,70	0,241	69,96
MAG.	F	25	83	0,38	99,21	0,28	98,17	0,10	100,20	0,357	103,52
BAI.	M	35	78	0,38	99,42	0,30	106,99	0,08	80,16	0,266	77,29
CHI.	M	16	93	0,32	91,24	0,22	86,30	0,10	106,60	0,454	131,75
LEM.	M	19	63	0,38	91,85	0,28	91,53	0,10	94,51	0,357	103,51
BON.	F	14	58	0,39	90,06	0,32	98,40	0,07	63,75	0,218	63,40
JAC.	F	26	62	0,42	98,82	0,30	94,10	0,12	110,90	0,400	115,94
MOYENNE					93,20		95,22		88,87		93,59

T A B L E A U III

SUJETS NORMAUX

MESURE DES INTERVALLES DE TEMPS SYSTOLIQUES

NOM	SEXE	AGE	FREQUENCE CARDIAQUE. (min)	$B_1\ B_2$ (s)	$B_1\ B_2$ (corrigé) (%)	$Q\ B_1$ (s)	$Q\ B_1$ corrigé (%)	$B_1\ B_2$ — Ejection (s)	$B_1\ B_2$ — Ejection (%)
BOU.	M	43	63	0,34	99,24	0,06	92,59	0,04	95,00
ECH.	M	18	51	0,34	93,35	0,06	86,20	0,04	105,26
GEN.	M	18	57	0,31	87,71	0,07	104,16	0,01	26,31
BEN.	M	28	57	0,30	84,89	0,06	89,28	0,01	26,31
MAG.	F	25	83	0,31	94,45	0,07	109,20	0,03	76,92
BAI.	M	35	78	0,32	101,39	0,06	102,04	0,02	52,63
CHI.	M	16	93	0,25	86,62	0,07	132,57	0,03	78,94
LEM.	M	19	63	0,32	93,40	0,06	92,59	0,04	105,26
BON.	F	14	58	0,33	89,62	0,06	83,79	0,01	25,64
JAC.	F	26	62	0,35	96,73	0,07	99,43	0,05	128,20
MOYENNE					92,74		99,19		72,05

T A B L E A U IV

SUJETS NORMAUX

MESURE DES PARAMÈTRES DU CAROTIDOGRAMME ET DE LA DÉRIVÉE DU CAROTIDOGRAMME

NOM	SEXE	AGE	FREQUENCE CARDIAQUE. (min)	CAROTIDOGRAMME		DÉRIVÉE DU CAROTIDOGRAMME					
						MESURES DE TEMPS			MESURES d'AMPLITUDE RELATIVE		
				Temps de ½ ascension (s)	Temps d' ascension (s)	temps de montée (s)	Temps de descente (s)	Temps post incisural (s)	Pic proto-systolique H/A	Nadir Télé systolique P/A	Pic post-incisural h/A
BOU.	M	43	63	0,04	0,15	0,04	0,27	0,05	0,500	0,277	0,097
ECH.	M	18	51	0,04	0,12	0,03	0,29	0,12	0,437	0,218	0,125
GEN.	M	18	57	0,05	0,10	0,04	0,29	0,10	0,433	0,166	0,066
BEN.	M.	28	57	0,05	0,14	0,04	0,26	0,12	0,468	0,156	0,062
MAG.	F	25	83	0,04	0,11	0,03	0,25	0,12	0,555	0,222	0,111
BAI.	M	35	78	0,04	0,10	0,03	0,28	0,10	0,551	0,206	0,103
CHI.	M	16	93	0,04	0,10	0,04	0,23	0,10	0,481	0,185	0,074
LEM.	M	19	63	0,04	0,11	0,04	0,27	0,10	0,500	0,166	0,066
BON.	F	14	58	0,04	0,10	0,04	0,31	0,10	0,500	0,200	0,033
JAC.	F	26	62	0,04	0,11	0,04	0,28	0,08	0,533	0,233	0,050
M O Y E N N E				0,042	0,114	0,037	0,273	0,099	0,496	0,203	0,069

Nos mesures portant sur la dérivée sont proches de celles retrouvées dans diverses publications.

. WAREMBOURG et collaborateurs, dans une étude portant sur 26 sujets normaux, ont mesuré les différents paramètres chronologiques de la courbe dérivée.

- Le temps de montée était en moyenne de 0,0425 seconde. Les temps observés s'établissaient généralement entre 0,04 et 0,05 seconde, trois individus normaux seulement s'écartant de ces valeurs extrêmes (0,030 0,055 et 0,060).

Pour WAREMBOURG, le temps de montée n'est pas fonction de la fréquence cardiaque, tout au moins dans les conditions physiologiques de base (variations spontanées du rythme de base ou à l'occasion d'une émotion par exemple). Peut-être, cependant, ces variations sont-elles trop minimes pour pouvoir être décelées sur une courbe, même enregistrée à 100 mm/s.

Chez ces 26 sujets, le temps de demi-ascension du carotidogramme était en moyenne de 0,0417 seconde (avec des valeurs extrêmes de 0,03 à 0,05 et un seul cas à 0,06).

Il y a donc peu de différences significatives entre le temps de montée de la dérivée et le temps de demi-ascension du carotidogramme traditionnel.

... / ...

Néanmoins le temps de montée de la dérivée est obtenu beaucoup plus rapidement, plus aisément et certainement plus précisément. Il faut toutefois noter que l'origine du pic protosystolique de la dérivée commence toujours avant le début de la courbe sphygmique conventionnelle. Ce décalage est très léger (inférieur à 1/100 seconde) mais certain.

-Le temps de descente de la dérivée est en moyenne pour WAREMBOURG de 0,270 seconde pour une fréquence cardiaque moyenne de 72 /minute (valeurs extrêmes 240 et 320, selon la fréquence allant de 52 à 100 /minute).

Le temps de descente s'avère ainsi légèrement plus court que le temps d'éjection qui était en moyenne de 0,280 seconde dans la même série de sujets normaux.

Il convient de noter que la mesure du temps de descente de la dérivée est beaucoup plus facile que celle du temps d'éjection du carotidogramme, surtout lorsque l'incisure catacrote est mal dessinée.

. STARR et OGAWA (1963) ont effectué une étude à partir de la dérivée du mécanogramme externe du pouls huméral.

Les résultats de la mesure du temps de montée de la dérivée mesuré chez 68 sujets normaux montrent un

... / ...

allongement de ce temps en fonction de l'âge :

	Moyennes (secondes)
- 20 à 29 ans	0,048
- 30 à 39 ans	0,046
- 40 à 49 ans	0,052
- 50 à 59 ans	0,057
- 60 à 73 ans	0,060

De plus STARR propose d'étalonner directement la dérivée en mm. Hg / s : il suffit de prendre la tension artérielle à l'humérale ; la différence entre la tension systolique et la tension diastolique permet alors d'évaluer la valeur en mm. Hg qui correspond à l'amplitude totale en mm. du pouls huméral. Avec cette méthode, la hauteur du pic protosystolique représente le maximum de vélocité de la montée de pression évalué en mm. Hg /seconde.

Pour STARR, même chez les sujets normaux, ce maximum de vélocité diminuerait avec l'âge, ce qui traduirait un affaiblissement des propriétés contractiles du myocarde.

L'équation de régression serait :

Maximum de vélocité au pic protosystolique en mm. Hg /s = 1120 - (8,69 X âge)
(coefficient de corrélation = - 0,45).

... / ...

• LYLE (1971) utilise une méthode d'étalonnage similaire pour le carotidogramme, à partir de la tension artérielle humérale évaluée au brassard. Les mesures de la pente "pied de l'ascension carotidienne - premier 2/3 de l'ascension" sont ici aussi estimées en mm. Hg /seconde.

Contrairement à STARR, LYLE trouve une corrélation extrêmement faible avec l'âge (coefficient "r" = - 0,16).

• En 1972, KHAN et SPODICK, à partir du sphygmogramme carotidien de 19 sujets normaux donnent les moyennes suivantes :

- pour le temps de montée de la dérivée = 0,0296 s
- pour la demi-ascension du carotidogramme = 0,0275 s
- et pour l'ascension du carotidogramme = 0,0919 s.

Ils signalent que le rapport :

$$\frac{\text{Hauteur du pic protosystolique}}{\text{Hauteur du pic protosystolique + profondeur du nadir télésystolique}}$$

a une valeur de 75 % chez les sujets normaux.

Ils trouvent de plus une corrélation négative entre ce rapport et la période de prééjection :

Rapport en % = 123,3 - 0,52 X prééjection en millisecondes

(coefficient de corrélation = - 0,753).

LES MODIFICATIONS DE LA DERIVEE DU CAROTIDOGRAMME SOUS L'EFFET DES EPREUVES PHARMACODYNAMIQUES ET DE L'EFFORT

Afin de déterminer le rôle exact de l'inotropisme, les changements apportés dans l'amplitude et la chronologie des accidents de la dérivée ont été étudiés à l'aide de différentes drogues : Isuprel ; Noradrénaline ; Phényléphrine; Propranolol ; Nitrite d'amyle.

- SIMONYI (1969) a fait précéder l'étude clinique d'une expérimentation animale.

. Chez le chien, la dérivée du sphygmogramme est enregistrée par voie externe au niveau d'une des deux carotides primitives, tandis qu'un catheter de polyvinyl est introduit dans la carotide controlatérale. Le signal de pression recueilli à l'aide du catheter est également dérivé. Deux dérivées sont ainsi recueillies de manière synchrone, l'une par voie sanglante, l'autre par voie externe. La hauteur du pic protosystolique de chaque dérivée observée après modification pharmacodynamique est chiffrée en pourcentage par rapport à la hauteur mesurée à l'état basal.

Simonyi constate que les pics de la dérivée obtenue par cathétérisme et ceux de la dérivée recueillie par voie externe varient de manière pratiquement parallèle,

... / ...

sous l'effet de l'adrénaline, de la noradrénaline, et de l'isuprel.

. Chez l'homme, Simonyi a utilisé exclusivement des enregistrements par voie externe. Sous l'effet de l'isuprel à la dose de 5 microgrammes, le pic protosystolique de la dérivée s'élève.

Mais alors que chez les sujets normaux l'élévation moyenne est de 180 %, il constate dans les cardiopathies par athérosclérose coronarienne que l'augmentation est seulement de 60,8 %.

A l'état normal, une relation semi-logarithmique existerait entre la hauteur du pic protosystolique (évalué en % par rapport à la hauteur à l'état basal) et la quantité d'isuprel administrée :

Logarithme de la hauteur du pic protosystolique en % = 1,671 + (0,0911 X dose d'isuprel en microgrammes).

La hauteur du pic protosystolique de la dérivée diminue au contraire sous propranolol.

Au cours des épreuves d'effort, chez les sujets normaux, l'augmentation de hauteur du pic protosystolique atteint 80 %.

... / ...

- KHAN et SPODICK (1972) ont considéré le rapport :

$$\frac{\text{Hauteur du pic protosystolique}}{\text{hauteur du pic protosystolique + profondeur du nadir télésystolique.}}$$

Chez trois sujets normaux, sous l'effet de l'isuprel (à la dose de 0,03 microgrammes par minute durant 5 minutes), ce rapport augmente nettement (plus de 10 %).

Au contraire, sous l'effet du propranolol (à la dose de 40 mg per os) le rapport diminue.

- WAREMBOURG et collaborateurs (1969) ont exclusivement étudié les variations chronologiques mesurées sur la dérivée du carotidogramme au cours des épreuves pharmacodynamiques. Soixante épreuves ont été effectuées chez 41 patients, 32 hommes et 9 femmes.

. Le nitrite d'amyle abrège la durée du temps de montée de la dérivée, dès la 10è seconde qui suit l'inhalation. Ce raccourcissement est beaucoup plus marqué que ne le voudraient l'augmentation de la fréquence cardiaque et la diminution du temps d'éjection.

. La phényléphrine sous forme d'injection intra-musculaire dosée à 5 mg n'a entraîné que de faibles modifications du temps de montée de la dérivée. Cela corrobore la notion expérimentale d'absence d'effet inotrope significatif.

... / ...

• L'isuprel a été administré à la dose de 20 mg par voie sublinguale. Dans la plupart des cas le temps de montée s'est abaissé de plus de 25 % de sa valeur initiale. Cet abaissement contrastait avec celui toujours minime du temps de descente.

• Le propranolol sous forme d'injection intraveineuse de 5 mg d'Inderal a entraîné à la 10è minute un allongement net (50 %) du temps de montée de la dérivée ; ce fait doit être mis à l'évidence sur le compte de l'effet inotrope négatif du propranolol.

LES EXAMENS PHONOMÉCANOGRAPHIQUES PRATIQUÉS AU COURS DES RÉTRÉCISSEMENTS AORTIQUES VALVULAIRES

Les examens phonomécanographiques ont été effectués chez 22 malades atteints de rétrécissement de l'orifice aortique.

Les patients ont été répartis en deux groupes :

- Groupe I : 13 malades atteints de rétrécissement aortique pur ;

- Groupe II : 9 malades atteints de sténose aortique associée à une insuffisance aortique ou à une lésion mitrale.

* Dans le groupe I, qui ne comprenait que des rétrécissements aortiques purs, on comptait 9 hommes et 4 femmes.

L'âge des malades s'échelonne dans ce groupe entre 32 et 68 ans.

Dans tous les cas, le diagnostic de sténose aortique était évident cliniquement ; le diagnostic a été confirmé 12 fois par la vue directe des lésions valvulaires lors de l'intervention chirurgicale, et 1 fois (LID....) par le cathétérisme gauche (gradient ventricule - aorte = 40 mm Hg ; débit cardiaque 3,8 l/mn).

... / ...

Dans 7 cas l'étiologie du rétrécissement aortique pur est restée inconnue. Dans 4 autres cas, la présence d'une bicuspidie a été notée lors de l'intervention. Enfin chez 2 malades, on retrouvait à l'interrogatoire la notion de crises rhumatismales dans l'enfance.

L'intervention réalisée dans 12 cas a consisté 10 fois dans la mise en place d'une prothèse de STARR en raison du caractère serré et calcifié du rétrécissement.

Deux malades ont eu une intervention conservatrice : une commissurotomie pour bicuspidie congénitale (GAL....) et une décalcification valvulaire sous circulation extra corporelle devant une sténose modérée (TEL....).

Les résultats des mesures effectuées dans ce groupe I sont consignées dans les tableaux V, VI, et VII.

* Le groupe II : concernait des rétrécissements aortiques associés à d'autres valvulopathies. Il s'agissait de 9 sujets, 5 hommes et 4 femmes, d'âge compris entre 34 ans et 56 ans. Dans les 9 cas, une insuffisance aortique était associée au rétrécissement. De plus une lésion mitrale surajoutée était notée dans 6 cas, 3 rétrécissements mitraux purs et 3 maladies mitrales.

... / ...

Ce groupe II a été sélectionné afin de déterminer les possibilités diagnostiques des intervalles de temps systoliques et de la dérivée du carotidogramme dans les situations cliniques habituelles, où le rétrécissement aortique est souvent associé à d'autres lésions valvulaires.

On trouvera dans les tableaux VIII, IX et X les valeurs mesurées chez les sujets de ce groupe II.

TABLEAU V.

STÉNOSES PURES DE L'ORIGICE AORTIQUE

MESURE DES INTERVALLES DE TEMPS SYSTOLIQUES

NOM	SEXE	AGE	Fréquence cardiaque (min.)	$Q B_2$ (s)	$Q B_2$ corrigé (%)	Ejection (s)	Ejection corrigée (%)	Pré-éjection (s)	Pré-éjection corrigée (%)	Pré-éjection / Ejection	Pré-éjection / Ejection (%)
GOD.	M	68	58	0,46	108,43	0,37	117,68	0,09	83,48	0,243	70,50
GAL.	M	33	58	0,40	94,29	0,32	101,78	0,08	74,21	0,250	72,46
CON.	M	40	75	0,39	99,61	0,31	108,58	0,08	79,20	0,258	74,80
ELI.	M	39	60	0,40	95,23	0,32	102,89	0,08	74,76	0,250	72,46
TEL.	M	34	70	0,38	95,23	0,30	102,04	0,08	77,66	0,266	77,29
DES.	M	59	70	0,40	100,25	0,31	105,44	0,09	87,37	0,290	84,15
BRE.	F	67	60	0,45	104,89	0,38	118,01	0,07	64,22	0,184	53,39
LID.	M	32	60	0,42	100,00	0,31	99,67	0,11	102,80	0,354	102,85
DAR.	F	50	75	0,44	110,27	0,36	120,80	0,08	77,66	0,222	64,41
FLE.	F	45	64	0,44	104,51	0,33	104,56	0,11	102,42	0,333	96,61
ARM.	M	48	88	0,37	102,43	0,29	110,09	0,08	83,50	0,275	79,96
MAR.	M	37	65	0,49	119,65	0,38	125,61	0,11	104,76	0,289	83,90
VAL.	F	66	69	0,48	116,78	0,32	104,03	0,16	151,80	0,500	144,92
M O Y E N N E					103,97		109,33		87,93		82,90

TABLEAU VI

STÉNOSES PURES DE L'ORIFICE AORTIQUE

MESURE DES INTERVALLES DE TEMPS SYSTOLIQUES

NOM	SEXE	AGE	Fréquence cardiaque (min)	B_1 B_2 (s)	B_1 B_2 corrigé (%)	Q B_1 (s)	Q B_1 corrigé (%)	B_1B_2 - Ejection (s)	B_1B_2 - Ejection (%)
GOD.	M.	68	58	0,40	113,76	0,06	89,82	0,03	78,94
GAL.	M	33	58	0,34	96,70	0,06	89,82	0,02	52,63
CON.	M	40	75	0,32	99,68	0,07	116,66	0,01	26,31
ELI.	M	39	60	0,34	97,70	0,06	90,90	0,02	52,63
TEL.	M	34	70	0,31	93,93	0,07	112,90	0,01	26,31
DES.	M	59	70	0,34	103,03	0,06	96,77	0,03	78,94
BRE.	F	67	60	0,39	106,84	0,06	84,50	0,01	25,64
LID.	M	32	60	0,36	103,44	0,06	90,90	0,05	131,57
DAR.	F	50	75	0,37	108,50	0,07	105,26	0,01	25,64
FLE.	F	45	64	0,37	103,17	0,07	100,28	0,04	97,50
ARM.	M	48	88	0,30	100,80	0,07	127,73	0,01	26,31
MAR.	M	37	65	0,42	123,89	0,07	109,37	0,04	105,26
VAL.	F	66	69	0,40	106,10	0,08	117,13	0,08	205,12
M O Y E N N E					104,43		102,47		71,76

TABLEAU VII

STÉNOSES PURES DE L'ORIGICE AORTIQUE

MESURE DES PARAMÈTRES DU CAROTIDOGRAMME ET DE LA DÉRIVÉE DU CAROTIDOGRAMME

NOM	SEXE	AGE	FREQUENCE CARDIAQUE (min)	CAROTIDOGRAMME		DÉRIVÉE DU CAROTIDOGRAMME					
						MESURES DE TEMPS			MESURES d'AMPLITUDE RELATIVE		
				Temps de ½ ascension (s)	Temps d' ascension (s)	Temps de montée (s)	Temps de descente (s)	Temps post incisural (s)	Pic proto-systolique H/A	Nadir Télé systolique P/A	Pic Post-incisural h/A
GOD.	M	68	58	0,08	0,27	0,06	0,34	0,10	0,200	0,200	0,033
GAL.	M	33	58	0,07	0,20	0,04	0,30	0,10	0,250	0,142	0,071
CON.	M	40	75	0,08	0,22	0,06	0,30	0,10	0,178	0,178	0,035
ELI.	M	39	60	0,06	0,24	0,05	0,30	0,06	0,295	0,271	0,147
TEL.	M	34	70	0,05	0,22	0,04	0,28	0,06	0,419	0,161	0,16
DES.	M	59	70	0,07	0,23	0,05	0,29	0,16	0,258	0,225	0,032
BRE.	F	67	60	0,13	0,30	0,03	0,36	0,07	0,117	0,117	0,029
LID.	M	32	60	0,06	0,25	0,04	0,29	0,06	0,375	0,318	0,090
DAR.	F	50	75	0,11	0,28	0,09	0,33	0,08	0,214	0,178	0,035
FLE.	F	45	64	0,11	0,27	0,09	0,30	0,10	0,214	0,107	0,035
ARM.	M	48	88	0,09	0,24	0,10	0,28	0,09	0,413	0,217	0,130
MAR.	M	37	65	0,09	0,28	0,05	0,32	0,10	0,212	0,242	0,060
VAL.	F	66	69	0,09	0,24	0,06	0,30	0,08	0,200	0,133	0,033
M O Y E N N E				0,084	0,249	0,058	0,306	0,089	0,258	0,191	0,057

TABLEAU VIII

STÉNOSES AORTIQUES ASSOCIÉES A d'AUTRES VALVULOPATHIES
MESURE DES INTERVALLES DE TEMPS SYSTOLIQUES

NOM	SEXE	AGE	VALVULO-PATHIES ASSOCIEES	FREQUENCE CARDIAQUE (min)	Q B_2 (s)	Q B_2 corrigé (%)	Ejection (s)	Ejection corrigée (%)	Pré-Ejection (s)	Prééjection corrigée (%)	Prééjection / Ejection	Prééjection / Ejection (%)
BUR.	M	50	I.A. R.M. I.M.	60	0,42	100,00	0,32	102,89	0,10	93,45	0,312	90,58
ROY.	F	34	I.A. R.M.	60	0,42	97,90	0,32	99,37	0,10	91,74	0,312	90,58
RIO.	F	39	I.A.	60	0,44	102,56	0,36	111,80	0,08	73,39	0,222	64,41
CUI.	M	52	I.A. R.M. I.M.	70	0,36	90,22	0,28	95,23	0,08	77,67	0,285	82,81
PRI.	F	48	I.A. R.M.	60	0,42	97,90	0,34	105,59	0,08	73,39	0,235	68,20
GIL.	M	39	I.A. R.M.	75	0,38	97,81	0,27	94,57	0,11	108,91	0,407	118,08
CUF.	M	38	I.A. R.M. I.M.	60	0,42	100,00	0,32	102,89	0,10	93,45	0,312	90,58
DEL.	F	42	I.A.	74	0,48	119,70	0,39	130,17	0,09	87,04	0,230	66,89
MOU.	M	56	I.A.	60	0,42	100,00	0,33	106,10	0,09	84,11	0,272	79,05
M O Y E N N E						106,68		105,41		87,02		83,47

TABLEAU IX

STÉNOSES AORTIQUES ASSOCIÉES A D'AUTRES VALVULOPATHIES

MESURE DES INTERVALLES DE TEMPS SYSTOLIQUES

NOM	SEXE	AGE	Valvulopathies associées.	Fréquence Cardiaque (min.)	B_1 B_2 (s)	B_1 B_2 corrigé (%)	Q B_1 (s)	Q B_1 corrigé (%)	B_1 B_2 - Ejection (s)	B_1 B_2 - Ejection (%)
BUR.	M	50	I.A. R.M. I.M.	60	0,33	94,82	0,09	136,36	0,01	26,31
ROY.	F	34	I.A. R.M.	60	0,34	93,15	0,08	112,67	0,02	51,28
RIC.	F	39	I.A.	60	0,37	101,37	0,07	98,59	0,01	25,64
CUI.	M	52	I.A. R.M. I.M.	70	0,29	87,87	0,07	112,90	0,01	26,31
PRI.	F	48	I.A. R.M.	60	0,35	95,89	0,07	98,59	0,01	25,64
GIL.	M	39	I.A. R.M.	75	0,32	99,68	0,06	100,00	0,05	131,57
CUF.	M	38	I.A. R.M. I.M.	60	0,34	97,70	0,08	121,21	0,02	52,63
DEL.	F	42	I.A.	74	0,40	116,75	0,08	119,76	0,01	25,64
MOU.	M	56	I.A.	60	0,34	97,70	0,08	121,21	0,01	79,051
M O Y E N N E						98,33		113,47		49,34

TABLEAU X

STÉNOSES AORTIQUES ASSOCIÉES A d'AUTRES VALVULOPATHIES

MESURE DES PARAMETRES DU CAROTIDOGRAMME ET DE LA DERIVEE DU CAROTIGRAMME

NOM	SEXE	AGE	VALVULO-PATHIES ASSOCIEES.	FREQUENCE CARDIAQUE (min)	CAROTIDOGRAMME		DÉRIVÉE DU CAROTIDOGRAMME					
							MESURES DE TEMPS			MESURES d'AMPLITUDE RELATIVE		
					Temps de ½ ascension (s)	Temps d' ascension (s)	Temps de montée (s)	Temps de descente (s)	Temps post incisural (s)	Pic proto-systolique H/A	Nadir Télésistolique P/A	Pic Post-incisural h/A
BUR.	M	50	I.A. R.M. I.M.	60	0,08	0,25	0,05	0,30	0	0,225	0,161	0
ROY.	F	34	I.A. R.M.	60	0,04	0,26	0,03	0,31	0,12	0,718	0,187	0,031
RIO.	F	39	I.A.	60	0,12	0,29	0,04	0,34	0	0,172	0,103	0
CUI.	M	52	I.A. R.M. I.M.	70	0,09	0,22	0,05	0,26	0	0,214	0,053	0
PRI.	F	48	I.A. R.M.	60	0,08	0,26	0,05	0,33	0,12	0,228	0,114	0,042
GIL.	M	39	I.A. R.M.	75	0,05	0,21	0,03	0,26	0,08	0,444	0,148	0,037
CUF.	M	38	I.A. R.M. I.M.	60	0,04	0,14	0,04	0,30	0,06	0,433	0,233	0,066
DEL.	F	42	I.A.	74	0,09	0,27	0,07	0,34	0,06	0,242	0,136	0,030
MOU.	M	56	I.A.	60	0,10	0,26	0,04	0,31	0	0,176	0,147	0
M O Y E N N E					0,077	0,240	0,044	0,306	0,048	0,317	0,143	0,023

RÉSULTATS DES MESURES DE TEMPS SYSTOLIQUES EFFECTUÉES AU COURS DES RÉTRÉCISSEMENTS AORTIQUES

Toutes les valeurs mesurées dans le groupe I (Rétrécissements aortiques purs) et dans le groupe II (Rétrécissements aortiques associés à d'autres valvulopathies) ont été exprimés en pourcentage en fonction des moyennes des résultats obtenus dans notre série de 10 sujets normaux.

Il est ainsi possible d'évaluer les variations pathologiques des divers paramètres. Sur le plan statistique, pour chaque temps et pour chaque mesure d'amplitude, le degré de signification de la différence observée avec la série des 10 sujets normaux a été étudiée à l'aide du test "t" de STUDENT.

Nous utiliserons d'abord cette méthode pour les temps systoliques mesurés au cours des sténoses aortiques, puis pour les paramètres tirés du carotidogramme et de sa dérivée.

- La systole électro-mécanique totale ($Q B_2$) a une durée augmentée dans nos deux groupes de rétrécissements aortiques.

. Pour le groupe I :

$Q B_2$ = 111,55 % (par rapport à la moyenne des valeurs observées chez les sujets normaux)

... / ...

t = 3,710 ; différence significative à mieux que 1 %.

. Pour le groupe II :

$Q B_2$ = 108,02 %

t = 2,480

Différence significative à mieux que 5 %.

Nous retrouvons ici une donnée classique : la prolongation de la systole électro-mécanique totale au cours des sténoses aortiques ; lorsque $Q B_2$ est très long, on peut même voir apparaître un dédoublement paradoxal du deuxième bruit.

- Le temps d'éjection est nettement allongé dans nos deux groupes de rétrécissements aortiques :

. Pour le groupe I :

Ejection = 114,82 %

t = 4,559

différence significative à mieux que 1 %.

. Pour le groupe II :

Ejection = 110,70 %

t = 2,631

différence significative à mieux que 5 %.

... / ...

Bien que des facteurs multiples interviennent dans la détermination du temps d'éjection, (fréquence cardiaque, mode d'éjection, volume systolique, distensibilité aortique, résistances périphériques, viscosité sanguine) il n'en reste pas moins que l'allongement de cette phase représente un élément de grand intérêt au cours du bilan d'une sténose aortique valvulaire.

Pour tous les auteurs, le temps d'éjection apparaît allongé dans les rétrécissements aortiques : HOLLDACK (1953); BLUMBERGER (1954) ; DONOSO (1956) ; GOBBATO (1957) ; ROEHL (1960) ; BENCHIMOL (1960) ; FORATTINI et ZERBINI (1961) ; SNELLEN et HARTMANN (1961) ; EPSTEIN (1964).

Ainsi, lorsque la sténose est pure, et que le temps d'éjection est nettement allongé, on peut s'attendre à trouver un rétrécissement serré.

Malheureusement, deux facteurs viennent entraver l'évaluation simple du degré de la sténose par la seule mesure du temps d'éjection :

- d'une part, en présence d'une insuffisance aortique significative, on ne peut savoir ce qui revient dans l'allongement de ce temps au rétrécissement et à l'insuffisance ;

... / ...

. d'autre part et surtout, lorsque le volume d'éjection systolique s'effondre et lorsque la défaillance cardiaque apparaît dans une sténose aortique, le temps d'éjection tend à revenir dans les limites de la normale.

- La période de prééjection reste dans les limites de la normale dans nos deux groupes de sténoses aortiques.

. Pour le groupe I :

Prééjection = 98,84 %
t = 0,184
différence non significative.

. Pour le groupe II :

Prééjection = 97,92 %
t = 0,143
différence non significative.

. Pour WAREMBOURG et DUBAR (1967) la période de prééjection est normale, du moins tant que la cardiopathie est compensée. Sur 36 cas de sténose aortique, WAREMBOURG donne la valeur moyenne de 0,099 s (valeurs extrêmes 0,070 à 0,160 s).

. VALTY (1969) pratique chez 44 malades un cathétérisme des cavités gauches au micromanomètre. Il conclut à une valeur moyenne de 0,09 s pour la prééjection.

... / ...

. WEISSLER (1972) signale que la période de prééjection est souvent plus courte que la normale dans les rétrécissements aortiques. Il donne pour 7 malades atteints de sténose pure (avec gradient transvalvulaire supérieur à 60 mm Hg) une valeur moyenne de 0,010 s. Lors de la décompensation la prééjection, initialement trop courte, tend à s'allonger et à revenir vers la zone des valeurs normales.

- Le rapport $\frac{\text{prééjection}}{\text{éjection}}$ apparaît légèrement abaissé aux alentours de 89 % de la normale dans nos deux groupes :

. Pour le groupe I :

$\frac{P}{E}$ = 88,57 %

t = 1,032

différence non significative.

. Pour le groupe II :

$\frac{P}{E}$ = 89,18 %

t = 1,134

différence non significative.

. WEISSLER estime que le rapport $\frac{P}{E}$ est abaissé dans le rétrécissement aortique compensé. Il donne comme moyenne 0,24, la normale étant 0,345.

... / ...

. WAREMBOURG considère le rapport inverse $\frac{\text{Ejection}}{\text{Prééjection}}$ et trouve que $\frac{E}{P}$ est augmenté lorsque la sténose est compensée. Au contraire, en cas de décompensation sévère $\frac{E}{P}$ diminuerait.

- L'intervalle B_1 B_2 paraît nettement allongé si l'on considère uniquement les rétrécissements aortiques purs.

. Pour le groupe I :

B_1 B_2 = 112,60 %

t = 3,992

différence significative à mieux que 1 ‰

. Pour le groupe II :

B_1 B_2 = 106,02 %

t = 1,799

différence non significative.

- Le temps de transformation Q B_1 est à peine allongé dans le groupe I (Rétrécissements purs). L'augmentation nette de Q B_1 dans le groupe II (Rétrécissements aortiques associés à d'autres valvulopathies) est certainement lié à la présence de 6 rétrécissements mitraux associés dans cette série.

. Pour le groupe I :

Q B_1 = 103,31 %

t = 0,565

différence non significative.

... / ...

• Pour le groupe II :

$Q\ B_1$ = 114,41 %

t = 2,286

différence significative à mieux que 5 %.

L'évaluation de la durée de $Q\ B_1$ au cours du rétrécissement aortique pur amène les différents auteurs à des conclusions divergentes : BRAUNWALD (1963), WAREMBOURG et DUBAR (1967), DELAHAYE (1967).

IBRAHIM (1973) a le mérite d'utiliser un protocole très strict pour la détermination de $Q\ B_1$: sur 26 enregistrements, 7 sont éliminés en raison de l'impossibilité de fixer avec précision l'emplacement des vibrations initiales de hautes fréquences du premier bruit ; les malades atteints de défaillance ventriculaire gauche ou de bloc de branche gauche sont aussi éliminés.

Dans ces conditions, IBRAHIM estime que l'intervalle $Q\ B_1$ est légèrement allongé, la moyenne du groupe étudié s'établissant à 0,066 s.

- <u>La durée de la contraction isométrique ($B_1\ B_2$ - Ejection)</u> est très difficile à calculer par les méthodes graphiques externes. Elle paraît normale dans le groupe I, et abaissée dans le groupe II où coexistent des insuffisances aortiques associées aux sténoses.

... / ...

. Pour le groupe I :

B_1 B_2 - Ejection = 99,59 %

t = 0,015

Différence non significative.

. Pour le groupe II :

B_1 B_2 - Ejection = 68,48 %

t = 1,341

Différence non significative.

IBRAHIM (1973) mesurant l'espace qui sépare les premières vibrations du premier bruit de la montée carotidienne trouve une valeur moyenne plus courte que chez les sujets normaux = 0,0568 s.

VALTY (1969), à partir de 11 cathétérismes au micromanomètre donne également une durée plus brève que la normale pour les rétrécissements aortiques = 0,055 s en moyenne.

LE CAROTIDOGRAMME ET SA DÉRIVÉE AU COURS DU RÉTRÉCISSEMENT AORTIQUE

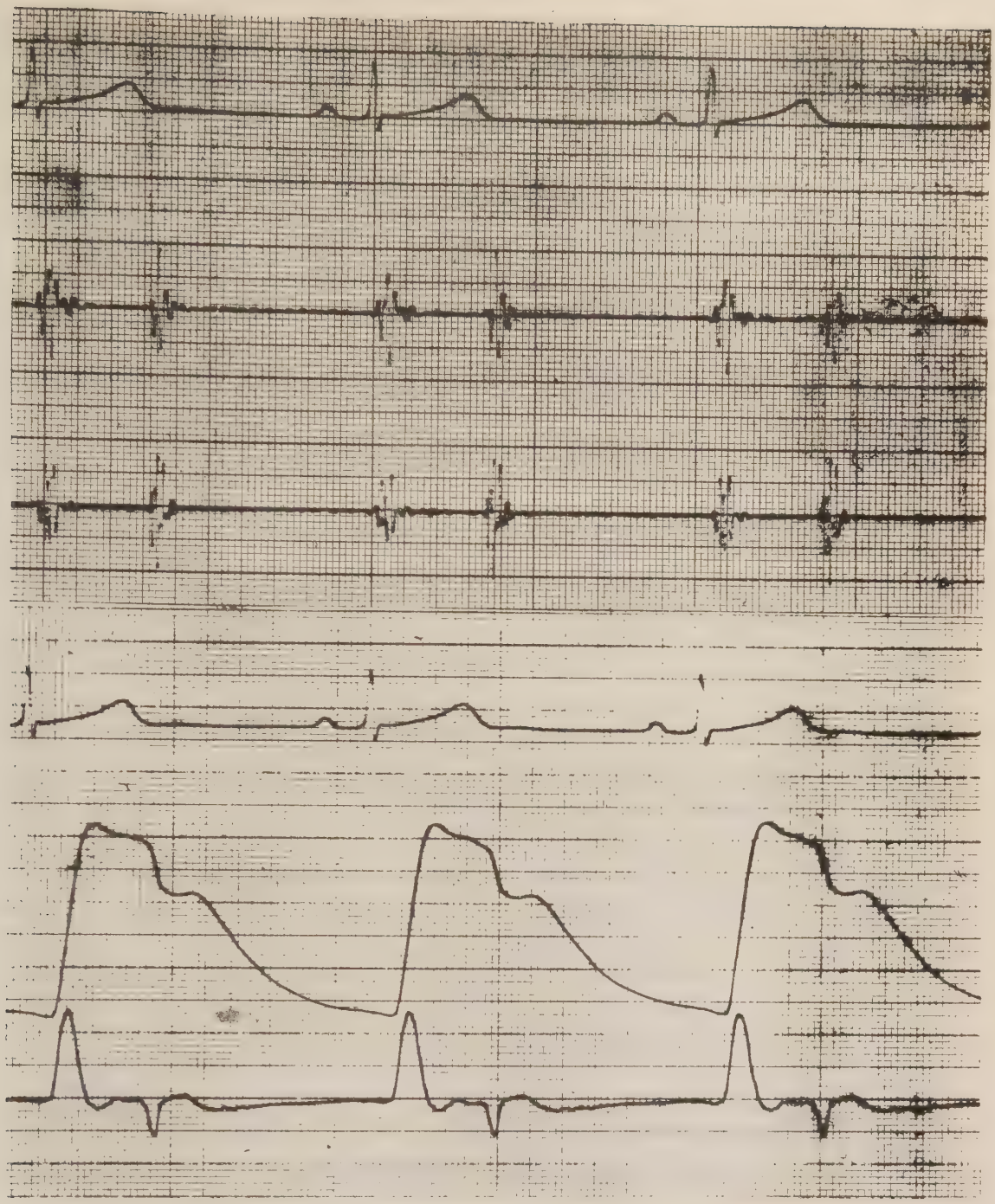
- La morphologie du carotidogramme :

La morphologie est caractéristique dans les rétrécissements aortiques serrés. Le ralentissement de la branche ascendante de la phase d'éjection, manifeste dès le départ, s'accentue encore dans la deuxième moitié de la courbe qui a un aspect crénelé, en dents de scie plus ou moins amples. Ainsi se trouve réalisé un "anacrotisme vibré" déformant plus ou moins le plateau systolique dont la pente s'inverse le plus souvent et devient ascendante avec un sommet retardé. Puis le tracé s'infléchit vers l'incisure catacrote, habituellement mal marquée et suivie d'une onde de réflexion peu développée, souvent réduite à un simple changement de pente.

- Le temps d'ascension du carotidogramme est nettement augmenté, fait évident lorsque l'on compare les valeurs obtenues dans les rétrécissements aortiques avec les valeurs recueillies chez des jeunes sujets normaux.

Nous avons trouvé en moyenne une ascension égale à 0,249 s dans le groupe I, 0,240 s dans le groupe II, contre 0,114 s chez les 10 sujets normaux.

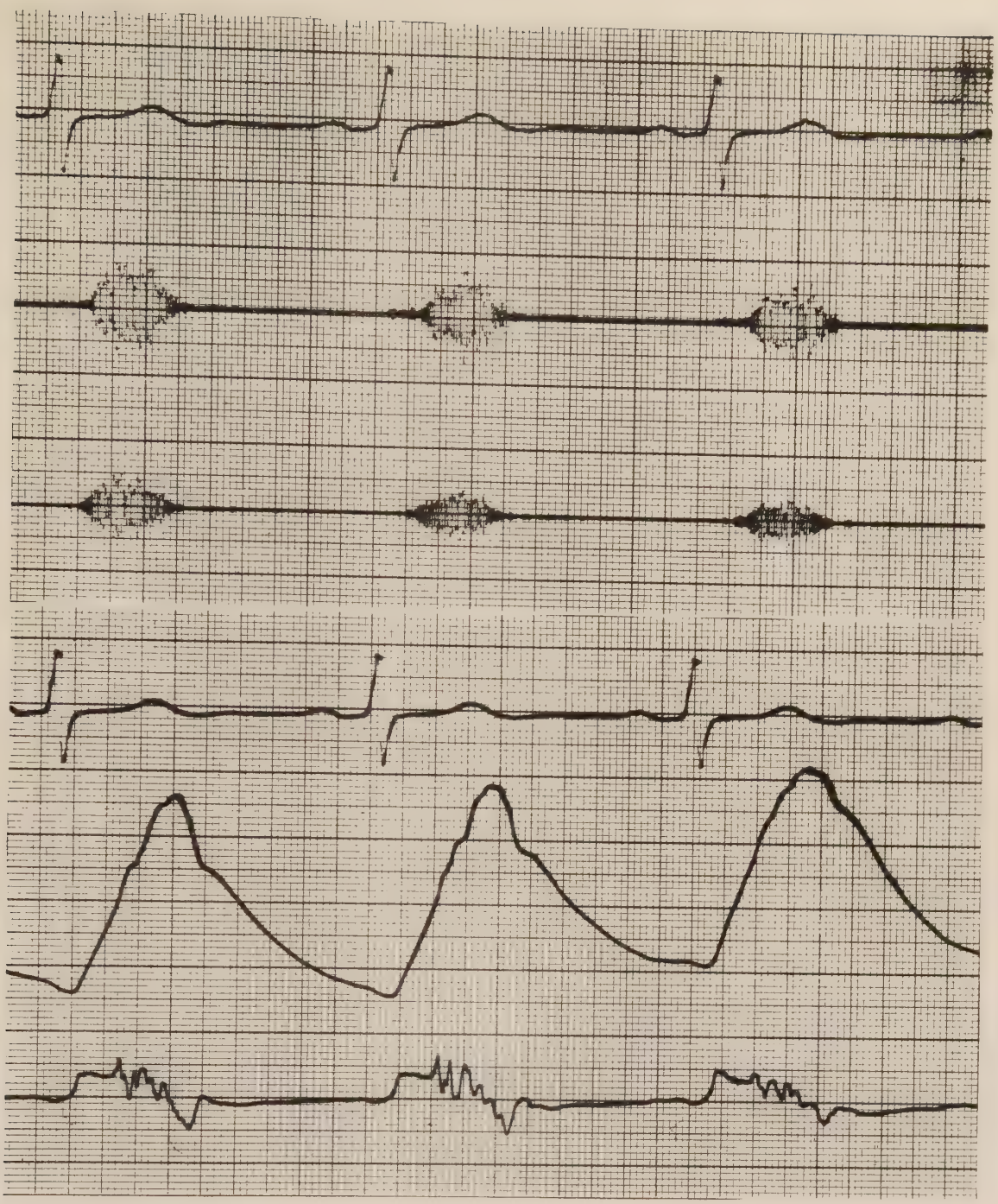
... / ...



S U J E T N O R M A L

LE PIC PROTOSYSTOLIQUE DE LA DERIVEE PRESENTE UNE GRANDE AMPLITUDE A L'ETAT NORMAL

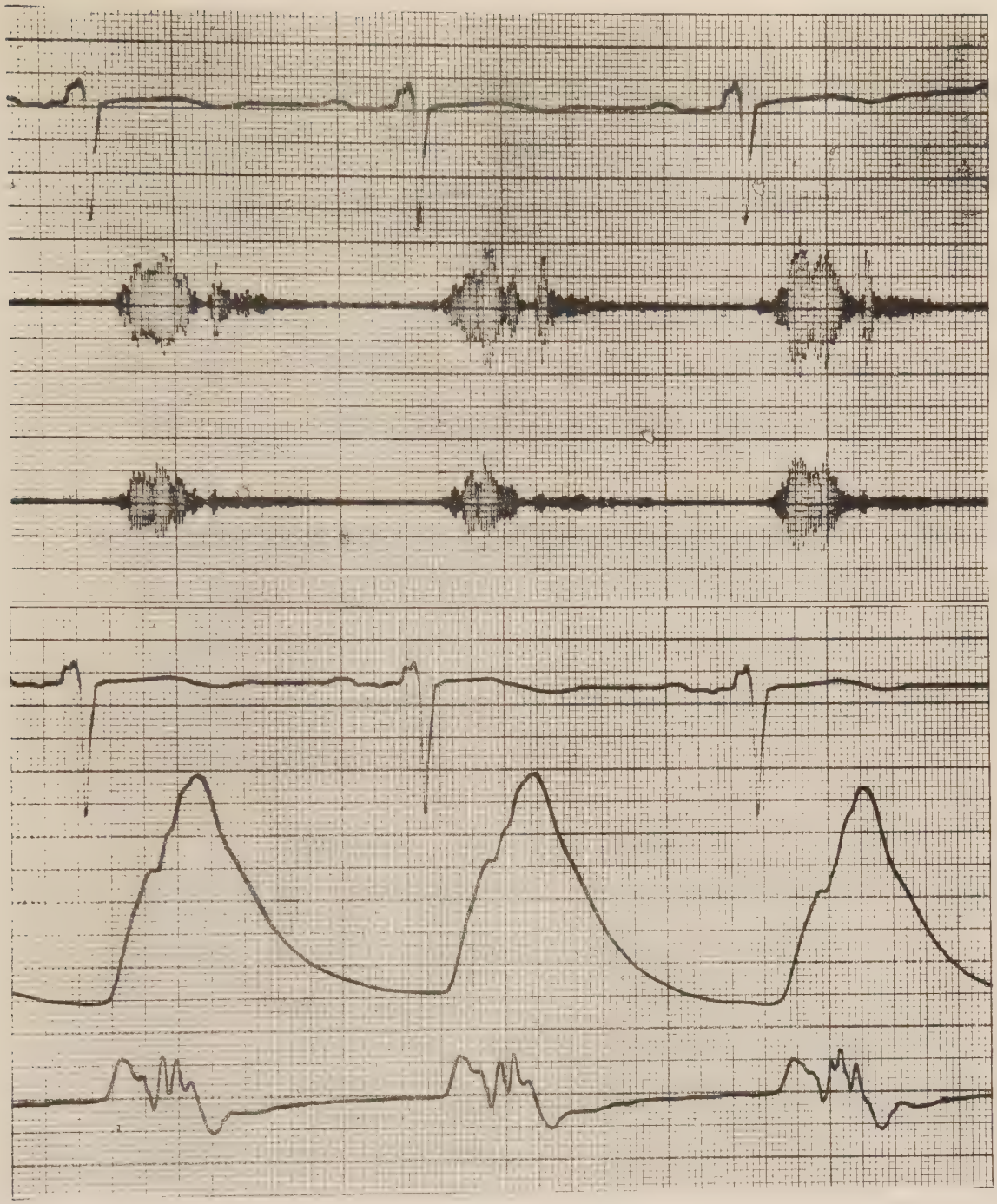
F I G U R E 7



RETRECISSEMENT AORTIQUE PUR

ABRASION DU PIC PROTOSYSTOLIQUE AVEC
NOMBREUSES VIBRATIONS SUR
LA BRANCHE DESCENDANTE

F I G U R E 8



M A L A D I E A O R T I Q U E

DIMINUTION DE LA HAUTEUR DU PIC PROTOSYSTOLIQUE
ET VIBRATIONS SUR LA BRANCHE DESCENDANTE

F I G U R E 9

En pratique courante, l'allongement du temps d'ascension apparaît comme un critère extrêmement incertain pour le diagnostic de rétrécissement aortique. En effet, on voit apparaître chez les sujets normaux, avec l'âge, un anacrotisme qui entraîne l'allongement du temps d'ascension. Il en est de même chez les hypertendus et les scléreux artériels, même jeunes.

- Le temps de ½ ascension du carotidogramme est lui aussi nettement augmenté dans les rétrécissements aortiques serrés (au-delà de 0,06 s). Il a été proposé en 1956 par DUCHOSAL et constitue un critère plus fidèle que le temps d'ascension.

On peut, grâce au temps de ½ ascension, éliminer l'effet de l'anacrotisme, effet qui se situe au-delà de la moitié de la hauteur totale du tracé.

Nous avons trouvé un temps de ½ ascension moyen allongé à 0,084 s dans le groupe I, et à 0,077 s dans le groupe II.

Il convient de remarquer que TAVEL (1972) pense qu'un bloc de branche gauche, ou une atteinte diffuse du myocarde, sont susceptibles d'allonger le temps de ½ ascension en dehors de toute sténose aortique.

... / ...

- La morphologie de la dérivée du carotidogramme :

Sur le plan morphologique, la dérivée permet d'amplifier et d'exagérer les moindres indentations de la courbe carotidienne primitive.

Dans tous nos cas de rétrécissements aortiques, la présence de vibrations sur le segment descendant de la dérivée, compris entre le sommet du pic protosystolique et la brusque dépression télésystolique est la règle. Mais leur amplitude est variable. Elles peuvent être très fines, greffées sur un segment de courbe régulier ou être plus amples et donner un aspect disloqué à la partie mésosystolique de la dérivée.

Fait essentiel, la dérivée peut faire apparaître les vibrations caractéristiques du rétrécissement aortique, alors que dans certains cas la courbe carotidienne primitive paraît lisse. La présence de vibrations sur la dérivée a donc une grande valeur séméiologique.

L'origine de ces vibrations sur le tracé de la dérivée paraît liée aux perturbations engendrées par la grande vitesse du jet systolique dans l'aorte ascendante en aval de la sténose.

Dans les rétrécissements aortiques, lors du cathétérisme de l'aorte au micromanomètre, le maximum

... / ...

vibratoire est capté à quelque distance au-dessus des valves aortiques, généralement près du bord droit de l'aorte (VALTY et collaborateurs).

C'est dans cette même zone que le chirurgien perçoit habituellement un frémissement intense et que l'anatomiste constate une voussure avec lésions de jet. L'énergie cinétique du jet sanguin met en vibration les structures solides frappées par le jet. Dans le rétrécissement aortique, la structure mise en vibration est principalement la convexité de l'aorte ascendante. Nous pensons que les vibrations se transmettent ainsi de la crosse de l'aorte vers les carotides.

- Le temps de montée de la dérivée (moyenne pour les sujets normaux : TM = 0,037 s) :

En cas de rétrécissement aortique pur, le TM s'allonge nettement :

. Pour le groupe I :

TM = 0,058 s

t = 3,024

Différence significative à mieux que 1 %.

. Pour le groupe II :

TM = 0,044 s

t = 1,766

Différence non significative.

... / ...

En définitive, le temps de montée de la dérivée varie dans le même sens que le temps de ½ ascension du carotidogramme ; mais comme le temps de montée est plus bref que le temps de ½ ascension, il est plus difficile à évaluer avec précision sur les tracés.

- Le temps de descente de la dérivée

(Moyenne pour les sujets normaux : T D = 0,273 s)

Il est à peine plus court que le temps d'éjection (0,01 à 0,03 s de moins) et ses variations sont strictement parallèles à celles du temps d'éjection. Mais le T D possède un avantage majeur sur le temps d'éjection : il est toujours facile à mesurer, car le nadir télésystolique constitue toujours un repère net. Au contraire, le temps d'éjection est parfois difficile à mesurer dans les rétrécissements aortiques, et surtout dans les insuffisances aortiques, en raison du repérage difficile de l'incisure catacrote.

Nous avons observé les valeurs suivantes au cours des rétrécissements aortiques :

. Groupe I :

T D = 0,306 s

t = 3,448

Différence significative à mieux que 1 %

... / ...

. Groupe II :

T D = 0,306

t = 2,685

Différence significative à mieux que 5 %.

Le temps de descente de la dérivée a la même signification que le temps d'éjection, et est allongé comme ce dernier dans les sténoses aortiques.

- Le temps post incisural de la dérivée

(moyenne pour les sujets normaux T P I = 0,099 s)

Le T P I est raccourci au cours des rétrécissements aortiques et plus encore au cours des insuffisances aortiques. Ceci traduit la diminution de l'onde dicrote sur le carotidogramme traditionnel.

Dans les rétrécissements aortiques :

. Groupe I :

T P I = 0,089 s

t = 0,941

différence non significative.

. Groupe II :

T P I = 0,048 s

t = 2,845

différence significative à mieux que 1 %.

- La hauteur relative du Pic protosystolique de la dérivée ($\frac{H}{A}$)

C'est de loin le paramètre le plus intéressant en matière de dérivée au cours des rétrécissements aortiques.

Cette mesure d'amplitude relative a été réalisée en donnant un gain fixe à la piste d'enregistrement de la dérivée. Ce gain fixe a été choisi de manière à ce qu'un signal carré de 1 millivolt donne une déflexion de 1 cm sur la piste où est enregistrée la dérivée. On peut alors chez chaque sujet déterminer la hauteur relative du pic protosystolique. Cette hauteur relative est donnée par l'expression $\frac{H}{A} = \frac{\text{Hauteur du pic protosystolique de la dérivée}}{\text{Amplitude totale du carotidogramme primitif}}$

Chez les 10 sujets normaux $\frac{H}{A}$ est en moyenne égal à 0,496.

Au cours des rétrécissements aortiques, la hauteur du pic protosystolique $\frac{H}{A}$ de la dérivée est très réduite, et ceci dans le groupe I (rétrécissements aortiques purs) comme dans le groupe II (rétrécissements aortiques associés à d'autres valvulopathies).

. Pour le groupe I :

$\frac{H}{A} = 0,258$

$t = 7,487$

Différence significative à mieux que 1 ‰

... / ...

. Pour le groupe II :

$$\frac{H}{A} = 0,317$$

$$t = 3,033$$

Différence significative à mieux que 1 %.

Il est intéressant de comparer ces résultats avec deux tentatives d'étalonnage de la dérivée, basées sur un principe différent : études de LYLE (1970) et de BONNER (1973).

. LYLE évalue les pentes des branches ascendantes du pouls carotidien chez 120 sujets normaux et dans 48 cas de sténose aortique. L'amplitude totale du carotidogramme est étalonnée directement en mm Hg à partir de la tension artérielle mesurée au brassard au niveau de l'humérale. La vitesse maxima de montée de pression du carotidogramme est ensuite déterminée en mm Hg / s à l'aide d'un ordinateur.

Chez les sujets normaux, cette vitesse est de 893 ± 317 mm Hg /s. Elle est très réduite dans les rétrécissements aortiques : 497 ± 204 mm Hg/s.

. BONNER utilise un étalonnage direct semblable à celui de LYLE. La vitesse maxima de montée de pression sur le carotidogramme est de 867 ± 345 mm Hg/s. Dans les rétrécissements aortiques avec surface valvulaire supérieure à 0,75 cm^2 la vitesse est seulement à 535 ± 491 mm Hg/s, et

dans les sténoses très serrées avec surface inférieure à 0,75 cm^2 la vitesse est encore plus basse : 365 ± 219 mm Hg/s.

Ces faits recoupent les données recueillies par voie sanglante :

MASON (1964) enregistre la dérivée de la pression à l'intérieur de l'artère humérale. Il obtient en moyenne pour les sujets normaux des valeurs de l'ordre de 811 ± 185 mm Hg/s et pour les rétrécissements aortiques 358 ± 85 mm Hg.

La signification de la diminution de la hauteur du pic protosystolique de la dérivée du carotidogramme est aisée à saisir intuitivement = elle traduit la diminution de la vélocité du sang dans l'aorte au début de l'éjection et la diminution du pic de flux maximal protosystolique.

Expérimentalement, SPENCER et DENISON (1963) signalent que chez le chien le pic maximum de flux systolique diminue considérablement à la suite d'une striction au niveau de la racine de l'aorte.

Les relations qui existent entre le flux et la dérivée des pressions aortiques découlent des équations de NAVIER - STOKES _ GREENFIELD (1962) trouve une excellente corrélation entre la dérivée de pression aortique, et le

... / ...

flux aortique mesuré au fluxmètre électromagnétique chez le chien.

SCHEU (1972) retrouve la même corrélation entre le flux mesuré par sonde à ultrasons intravasculaire dans l'aorte du chien et la dérivée de la pression. Les deux données varient d'ailleurs parallèlement sous l'effet des modificateurs pharmacodynamiques (Isuprel ; Inderal).

En définitive, la morphologie du pic protosystolique de la dérivée du carotidogramme est déterminée essentiellement par trois facteurs :

- La vélocité instantanée de l'éjection à la racine de l'aorte ;
- La distensibilité du lit artériel systémique :
- et la masse du sang accéléré.

La vélocité est elle-même sous la dépendance de deux facteurs :

- la contractilité du ventricule gauche (comme le prouvent les modifications sous épreuves pharmacodynamiques)
- et la surface valvulaire aortique (comme en témoigne l'effondrement du pic protosystolique au cours du rétrécissement aortique).

... / ...

Ce dernier facteur prédomine largement sur les autres chez les malades atteints de sténose aortique valvulaire.

- Corrélation entre le temps de ½ ascension du carotidogramme et la hauteur relative du pic protosystolique $\frac{H}{A}$ de la dérivée :

Chez les 10 sujets normaux, et chez les 13 sujets du groupe I atteints de rétrécissements aortiques purs, le temps de ½ ascension du carotidogramme primitif a été confronté avec $\frac{H}{A}$.

Il existe une forte corrélation négative entre ces deux facteurs : plus le temps de ½ ascension est long, plus la hauteur relative $\frac{H}{A}$ du pic protosystolique est faible.

Pour ces 23 sujets, le coefficient de corrélation $r = - 0,892$ (p inférieur à 0,01).

- La profondeur relative du nadir télésystolique de la dérivée ($\frac{P}{A}$) :

Le principe de l'étalonnage utilisé est le même que celui employé dans la détermination de la hauteur relative du pic protosystolique.

... / ...

Chez les 10 sujets normaux on trouve en moyenne $\frac{P}{A} = 0,203$.

Chez les malades, $\frac{P}{A}$ est surtout abaissé dans le groupe II où les rétrécissements aortiques coexistent avec les insuffisances aortiques :

. Pour le groupe I :

$\frac{P}{A} = 0,191$

$t = 0,514$

Différence non significative.

. Pour le groupe II :

$\frac{P}{A} = 0,143$

$t = 2,976$

Différence significative à mieux que 1 %.

- <u>La hauteur relative du pic post incisural de la dérivée</u> ($\frac{h}{A}$)

$\frac{h}{A}$ déterminé également selon le même principe d'étalonnage est égal en moyenne chez les sujets normaux à 0,069.

Dans les rétrécissements aortiques purs (groupe I) $\frac{h}{A}$ est à peine abaissé, alors que la présence d'insuffisances aortiques associées (groupe II) amène un effondrement de $\frac{h}{A}$.

... / ...

. Pour le groupe I :

$$\frac{h}{A} = 0,057$$

$$t = 1,386$$

Différence non significative.

. Pour le groupe II :

$$\frac{h}{A} = 0,023$$

$$t = 4,519$$

Différence significative à mieux que 1 ‰ .

- CONCLUSION -

En raison de leur simplicité et de leur innocuité, les phonomécanogrammes sont très utilisés pour dépister les rétrécissements aortiques, estimer dans une certaine mesure leur gravité, et prendre une éventuelle décision opératoire. A partir des tracés synchrones enregistrés chez 32 sujets, nous avons essayé de comparer les données phonomécanographiques habituellement proposées pour juger du caractère serré des rétrécissements aortiques avec les données provenant de la dérivée du carotidogramme.

1°) Sur le carotidogramme traditionnel trois anomalies principales sont observées en cas de sténose significative :

- L'allongement du temps d'ascension, critère peu utile en pratique car il peut être observé même chez les sujets normaux (anacrotisme) ;

- L'allongement du temps de ½ ascension au-delà de 0,06 s : c'est un critère beaucoup plus fidèle ; malheureusement, la détermination de l'emplacement exact du pied du carotidogramme est parfois difficile, ce qui entraîne des erreurs de mesure.

- L'allongement du temps d'éjection corrigé : toutefois, ce critère n'est ni spécifique de la sténose (il

... / ...

s'observe dans l'insuffisance aortique), ni absolument fidèle puisque l'insuffisance cardiaque tend à raccourcir l'éjection.

2°) Les temps systoliques sont modifiés dans les rétrécissements aortiques purs et serrés. En l'absence d'insuffisance cardiaque majeure et de bloc de branche gauche, on observe un allongement franc de Q B_2 et B_1 B_2, un léger allongement de Q B_1, une diminution de la période de prééjection, du rapport $\frac{\text{prééjection}}{\text{éjection}}$, et de la durée de la contraction isométrique. L'allongement de Q B_2 semble pouvoir être considéré comme un critère de sévérité.

3°) La dérivée première du carotidogramme présente normalement 3 accidents principaux : un pic protosystolique, un creux ou nadir télésystolique, et un petit pic post incisural. La dérivée présente un triple intérêt dans les rétrécissements aortiques :

- Lorsqu'on enregistre un souffle systolique, la présence de vibrations sur la branche descendante du pic protosystolique de la dérivée signe pratiquement l'existence d'un rétrécissement aortique ;

- La mesure du temps d'éjection est facilitée par l'enregistrement de la dérivée ; en effet, il est toujours facile de mesurer l'intervalle pied du pic protosystolique - nadir télésystolique, alors que la durée de

... / ...

l'éjection est difficile à déterminer sur le carotidogramme conventionnel lorsque l'incisure est peu marquée;

- Enfin et surtout dans les rétrécissements aortiques, la hauteur du pic protosystolique de la dérivée est franchement diminuée ; la réduction est de l'ordre de la moitié de la hauteur normale dans les rétrécissements serrés (cette hauteur relative du pic protosystolique est estimée, après étalonnage, par rapport à l'amplitude totale du carotidogramme primitif).

Nous pensons que ce nouveau critère présente deux avantages fondamentaux :

. la réduction de la hauteur du pic protosystolique de la dérivée est sous la dépendance directe de deux facteurs de gravité dans les rétrécissements aortiques : l'étroitesse de la surface valvulaire et la diminution des propriétés contractiles du ventricule gauche ;

. le critère fait appel à une mesure simple de hauteur de pic, beaucoup plus précise que les mesures chronologiques effectuées habituellement sur le carotidogramme.

BIBLIOGRAPHIE

1 - ALHOMME (P.)

Etude sur la dérivée première du sphygmogramme carotidien. Précautions pour son utilisation. Son intérêt dans les obstacles à l'éjection du ventricule gauche.

Rapport d'activité à l'I.N.S.E.R.M. - Paris - 1969

2 - ARANI (D.T.), CARLETON (R.A.)

Assessment of aortic valvular stenosis from the aortic pressure pulse.

Circulation - 1967, 36, 30

3 - ARAVANIS (C.), LUISADA (A.)

Obstructive and relative aortic stenosis - Differential diagnosis by phonocardiography

Am. Heart J. - 1957, 54, 32

4 - BABSKII (E.B.), KARPMAN (V.L.), PETROV (G.M.), SHACHKOVA (A.I.)

Use of electronic differentiating device in physiological studies

Biophysics - 1959, 4, 102

5 - BAUDREZ (J.), COSYNS (J.), KREMER (R.), LAVENNE (F.)

Relations entre le pouls carotidien et l'hémodynamique des rétrécissements aortiques

Acta Cardiol. - 1965, 20, 246

6 - BENCHIMOL (A.), DIMOND (E.G.), SHAN (Y.)

Ejection time in aortic stenosis and mitral stenosis

Amer. J. Cardiol. - 1960, 5, 728

7 - BLUMBERGER (K.J.)

Die Anspannungszeit und Austreibungszeit beim Menschen

Arch. Kreisl. - Forsch. - 1940, 6, 203

8 - BLUMBERGER (K.)

Signification physio-pathologique et diagnostique des tracés sphygmographiques de l'artère sous-clavière et de la carotide lors des valvulopathies aortiques

Arch. Mal. Coeur - 1960, 53, 481

9 - BONNER (A.J.), SACKS (H.N.), TAVEL (M.E.)

Assessing the severity of aortic stenosis by phonocardiography and external carotid pulse recordings

Circulation - 1973, 48, 247

10 - BRAUNWALD (E.), GOLDBLATT (A.), AYGEN (M.), ROCKOFF (S.D.)

Congenital aortic stenosis

Circulation - 1963, 27, 426

11 - BRAUNWALD (E.), ROBERTS (W.C.), GOLDBLATT (A.), AYGEN (M.M.), ROCKOFF (S.E.), GILBERT (J.W.)

Aortic stenosis : physiological, pathological, and clinical concepts

Ann. Int. Med. - 1963, 58, 494

12 - BROUSTET (P.), BRICAUD (H.), DALLOCHIO (M.), MULET (M.), ANDRIVET (J.C.)

Confrontation des données anatomiques, hémodynamiques et des mécanogrammes extra-cardiaques dans les sténoses aortiques

Arch. Mal. Coeur - 1967, 60, 1273

13 - CASTILLO (A.), VALERE (P.E.), TRICOT (R.)

Appréciation clinique de la valeur fonctionnelle du ventricule gauche par l'étude du piézogramme carotidien. Signification pratique du rapport EV/QB_2

Ann. Cardiol. Angéiol. - 1972, 21, 241

14 - CHAUVEAU (A.), MAREY (E.)

Appareils et expériences cardiographiques

Mem. Acad. Méd. (Paris). 1863, 268

15 - CLEMENT (D.), ARSLANIAN (L.), MATHIVAT (A.)

Les apports des mécanogrammes dans l'étude des sténoses aortiques pures ou prédominantes

Arch. Mal. Coeur - 1966, 59, 72

16 - COURAU (Françoise)

Les enregistrements externes dans l'insuffisance aortique (phonocardiogramme, mécanogrammes, radiocardiogramme)

Thèse Médecine, Paris, 1968

17 - DAOUD (G.), REPPERT (E.), BUTTERWORTH (S.)

Basal systolic murmurs and the carotid pulse curve in the diagnosis of calcareous aortic stenosis

Ann. intern. Med. - 1959, 50, 323

18 - DELAHAYE (J.P.), DIDIERLAURENT (J.F.), DOUCET (P.)

Obstacles à l'éjection ventriculaire gauche (rétrécissement aortique et myocardiopathie obstructive)

in : Actualités Cardio-vasculaires Médico-Chirurgicales.

4ème Série.
Phonomécanocardiographie.
Corrélations hémodynamiques

Paris, Masson et C^{ie}, 1968

19 - DESSERTENNE (F.)

Mécano-Phonocardiographie

Paris, Flammarion, 1972

20 - DIVOV (D.), RASHKOV (P.)

1/ The characteristics and elements of the normal rate electrosphygmogram

2/ Differential electrosphygmograms in Takayasu disease

Cor et Vasa - 1964, 6, 57

21 - DONOSO (E.), SAPIN (S.O.), KUHN (L.A., GRISHMAN (A.)

Use of indirect arterial pulse tracings in diagnosis of congenital heart disease : Congenital subaortic and aortic stenosis

Pediatrics - 1956, 18, 205

22 - DOW (P.)

The development of anacrotic and tardus pulse of aortic stenosis

Amer. J. Physiol. - 1940, 131, 432

23 - DUCHOSAL (P.W.), FERRERO (C.), LEUPIN (A.), URDANETA (E.)

Advance in the clinical evaluation of aortic stenosis by arterial pulse recordings of the neck

Am. Heart J. - 1956, 51, 861

24 - EPSTEIN (E.J.), COULSHED (N.)

Assessment of aortic stenosis from the external carotid pulse wave

Brit. Heart J. - 1964, 26, 84

25 - FAIVRE (G.), GILGENKRANTZ (J.M.), CHERRIER (F.), MULLER (L.) ADAMEC (R.)

Intérêt des tracés synchrones dans les différents obstacles à l'éjection ventriculaire gauche

Arch. Mal. Coeur - 1967, 60, 1304

26 - FARINELLI (A.), LONGHINI (C.), ATTI (B.), ZANARD (F.) ALVISI (V.)

La prima derivata dell'apicocardiogramma (D-ACG) nella tecnica policardiografica

Boll. Soc. Ital. cardiol. - 1968, 13, 492

27 - FEIL (H.S.), KATZ (L.N.)

The transformation of the central into the peripheral pulse in the patient with aortic stenosis

Am. Heart - J. - 1926, 2, 12

28 - FINARDI (G.), VENCO (A.)

L'alternanza meccanica del cuore - La derivata prima del carotidogramma et del cinetocardiogramma nel polso alternante

Mal. Cardiovasc. - 1969, 10, 739

29 - FINCKER J.L.), ARNOLD (P.), BRANDT (C.), VERGNES (R.), MEYER (P.)

La dérivée première du cardiogramme apexien - Technique et résultats chez les sujets normaux

Arch. Mal. Coeur - 1971, 64, 1194

30 - FINCKER (J.L.), ARNOLD (P.), BRANDT (C.), VERGNES (R.), MEYER (P.)

Effets comparés de l'isoprotérénol, du glucagon, de l'angiotensine et du nitrite d'amyle sur la dérivée première du cardiogramme apexien

Arch. Mal. Coeur - 1973, 66, 85

31 - FORATTINI (C.), ZERBINI (E.)

Semeiologia grafica cardiologica

Padova, Piccim Editore, 1961

32 - GABOR (G.), PORUBSZKY (I.), KALMAN (P.)

Determination of systolic time intervals using the apex cardiogram and its first derivative

Amer. J. Cardiol. - 1972, 30, 217

33 - GARRARD (C.L.), WEISSLER (A.M.), DODGE (H.T.)

The relationship of alterations in systolic time intervals to ejection fraction in patients with cardiac disease

Circulation - 1970, 42, 455

34 - GEISMAR (P.)

Importance de la sphygmomanométrie dans le diagnostic du rétrécissement aortique pur ou associé à l'insuffisance aortique

Thèse Medecine, Paris, 1939

35 - GLEASON (W.L.), BRAUNWALD (E.)

Studies on the first derivative of the ventricular pressure pulse in man

J. Clin. Invest. - 1962, 41, 80

36 - GOBATTO (F.), SCANSETTI (G.), MEDA (A.)

Studio delle alterazioni di durata della sistole isotonica nelle mallatie cardiovascolari

Min. Cardioangiol. - 1957, 5, 25

37 - GORLIN (R.), MAC MILLAN (I.K.R.), MEDD (W.E.), MATTHEWS (M.B.) DALEY (R.)

Dynamics of the circulation in aortic valvular disease

Am. J. Med. - 1955, 18, 855

38 - GOULD (L.), LYON (A.F.)

Postural changes in the brachial artery first derivative in the normal and pathologic state

Dis. Chest. - 1968, 53, 476

39 - GOULD (L.), SHARIFF (M.)

Comparison of the left ventricular, aortic, and brachial arterial first derivative

Vascul. Surg. - 1969, 3, 34

40 - GRASSI (T.)

Nuova interpretazione e nuove possibilità diagnostiche dell'oscillogramma arterioso periferico - La morfologia normale e il significato delle curve oscillometriche di velocità e di accelerazione

Min. Cardioang. - 1961, 9, 447

41 - GRASSI (T.), CONTE (S.)

Considerazioni sulla emodinamica in un caso di sindrome di WPW alternante ; Analisi della I et della II derivata degli arteriogrammi e dei cardiogrammi apicali

Min. Cardioang. - 1963, 11, 631

42 - GREENFIELD (J.C.), PATEL (D.J.), BARNETT (G.O.), FOX (S.M.)

Evaluation of the pressure time derivative method for estimating peak blood flow

Am. Heart. J. - 1962, 64, 101

43 - GRIMBERG (D.), VALTY (J.), DELZANT (J.F.), ACAR (J.)

Apports du carotidogramme à l'évaluation de la sévérité des sténoses aortiques orificielles

Arch. Mal. Coeur - 1967, 60, 1293

44 - HARTMAN (H.)

Fonocardiographie en polscurven in het bijzonder bij aortastenose

Drukkerij de Kempenaer édit.
Thèse, Leiden, 1964

45 - HILL (D.W.)

Some fundamentals of medical electronics.
II - Differentiating and integrating circuits ; simple AC circuits

Brit. J. Anaesth. - 1962 b, 34, 906

46 - IBRAHIM (M.), SILIE (M.), DELAHAYE (J.P.), FROMENT (R.)

Systolic time intervals in valvular aortic stenosis and idiopathic hypertrophic subaortic stenosis

Brit. Heart J. - 1973, 35, 276

47 - JONES (W.B.), HEFNER (L.L.), BANCROFT (W.H.), KLIP (W.)

Velocity of blood flow and stroke volume obtained from the pressure pulse

J. Clin. Invest. - 1959, 38, 2087

48 - KATZ (L.N.), RALLI (E.P.), CHEER (S.)

The cardiodynamic changes in the aorta and left ventricle due to stenosis of aorta

J. Clin. Invest. - 1928, 5, 205

49 - KHAN (A.H.), SPODICK (D.H.)

The first derivative of the carotid displacement pulse

Am. Heart. J. - 1972, 84, 470

50 - LE DANTEC (Georges)

Contribution à l'étude de la sphygmographie carotidienne, intérêt des courbes dérivées premières enregistrées par différenciation électronique (electrosphygmogrammes de vitesse)
Thèse Medecine, Lille, 1968-1969

51 - LYLE (D.P.), BANCROFT (W.H.), TUCKER (M.), EDDLEMAN (E.E.)

Slopes of the carotid pulse wave in normal subjects, aortic valvular diseases, and hypertrophic subaortic stenosis

Circulation - 1971, 43, 374

52 - MACKENZIE (J.)

The study of the pulse, arterial, venous and hepatic, and of movements of the heart

Edinbourgh, New-York, and London,
Y.T. Pentland, 1902

53 - MAREY (E.)

Physiologie médicale de la circulation du sang basée sur l'étude graphique des mouvements du coeur et du pouls artériel avec application aux maladies de l'appareil circulatoire

Paris, A. Delahaye, 1863

54 - MASON (D.T.), BRAUNWALD (E.), ROSS (J.), MORROW (A.G.)

Diagnostic value of the first and second derivatives of the arterial pressure pulse in aortic valve disease and in hypertrophic subaortic stenosis

Circulation - 1964, 30, 90

55 - MEYER-HEINE (A.), CHARTRAIN (E.), KERVOELEN (P.), QUILLEC (A.)

Le diagnostic du rétrécissement orificiel de l'aorte par l'étude piézographique du pouls carotidien

Arch. Mal. Coeur - 1958, 51, 707

56 - MOSKOWITZ (R.L.), WECHSLER (B.M.)

Left ventricular ejection time in aortic and mitral valve disease

Amer. J. Cardiol. - 1975, 15, 809

57 - PACHON (V.), FABRE (R.)

Le cardiogramme de decubitus latéral gauche en clinique

Paris, Doin et Cie, 1929

58 - PARISI (A.F.), SALZMAN (S.H.), SCHECHTER (E.)

Systolic time intervals in severe aortic valve disease - Changes with surgery and hemodynamic correlations

Circulation - 1971, 44, 539

59 - POLIS (O.), LENAERS (A.), SNEPPE (R.)

Première et deuxième dérivées des pressions cardio-vasculaires. Technique d'enregistrement, calibration, et principes d'utilisation

Acta Cardiol. - 1965, 10, 528

60 - POLIS (O.), VANCROMBREUCQ (J.C.), LANOY (M.), PAGE (W.)

Etude du temps d'éjection ventriculaire gauche à partir du pouls carotidien chez les sujets normaux et dans les sténoses aortiques

Arch. Mal. Coeur - 1968, 61, 1738

61 - POTAIN (C.)

Des mouvements et des bruits qui se passent dans les veines jugulaires

Soc. Méd. Hôp., Séance du 24 mai 1867

62 - QUARRY-PIGOTT (V.), CHIRIFE (R.), SPODICK (D.H.)

Ejection time by ear densitogram and its derivative. Clinical and physiologic applications

Circulation - 1973, 48, 239

63 - RABER (G.), GOLDBERG (H.)

Left ventricular, central aortic and peripheral pressure pulses in aortic stenosis

Amer. J. Cardiol. - 1958, 1, 572

64 - REALE (A.)

Evaluation of the contractile state of the human heart from the first derivative of the Apex cardiogram

Circulation - 1967, 36, 933

65 - ROBINSON (B.)

The carotid pulse -
I - Diagnosis of aortic stenosis by external recordings

Brit. Heart. J. - 1963, 25, 51

66 - ROBINSON (B.)

The carotid pulse -
II - Relation of external recordings to carotid, aortic, and brachial pulses

Brit. Heart. J. - 1963, 25, 61

67 - ROEHL (W.H.), PEELER (R.G.), WEISSLER (A.M.)

Diagnostic value of the ejection time in patients with valvular heart disease

Circulation - 1960, 22, 800

68 - RUDEWALD (B.)

Hemodynamics of the human ascending aorta as studied by means of a differential pressure technique

Acta Physiol. Scand. - 1962, 54, Suppl. 187

69 - SCHEU (H.D.)

Pulsatile flow velocity of the central arterial blood. Intravascular measurement with the ultrasound probe

Basel, S. Karger, 1972

70 - SIDERIS (D.A.)

The first derivative of cardiac impulse and arterial pulse.

Acta Cardiol. - 1970, 25, 103

71 - SIMON (H.), KRAYENBUEHL (H.P.), RUTISHAUSER (W.), PRETER (B.O.)

The contractile state of the hypertrophied left ventricular myocardium in aortic stenosis

Am. Heart. J. - 1970, 79, 587

72 - SIMONYI (J.)

Der erste Differentialquotient der Karotispulskurve. Eine unblutige Methode zur Untersuchung des Zustandes des menschlichen Herzmuskels.

Z. Kreisl. Forsch. - 1969, 58, 835

73 - SNELLEN (H.), HARTMAN (H.), HAHN (Ch.)

Les sténoses aortiques

Arch. Mal. Coeur - 1961, 54, 1051

74 - SPENCER (M.P.), DENISON (A.B.)

Pulsatile blood flow in the vascular system

in : Hanbrook of physiology
Section 2 : Circulation
Volume II

Washington, American Physiological Society, 1963

75 - STARR (I.), OGAWA (S.)

On taking the first derivative of the pulse and its relation to the ballisto-cardiogram

Fed. Proc. - 1960, 19, 106

76 - STARR (I.), OGAWA (S.)

A clinical study of the first derivative of the brachial pulse. Normal standards and abnormalities encountered in heart disease.

Am. Heart. J. - 1963, 65, 482

77 - STARR (I), VERDOUW (P.D.), NOORDENGRAAF (A.)

Clinical evidence of weakness and incoordination secured by simultaneous records of the force BCG and carotid pulse derivative and interpreted by an electrical analogue

Am. Heart. J. - 1973, 85, 291

78 - STEEL (G.)

The pulse in aortic stenosis

Lancet - 1894, 2, 1206

79 - TAVEL (M.E.)

Clinical phonocardiography and external pulse recording.

(2ème édition)

Chicago, Year Book Medical Publishers, 1972

80 - VALTY (J.), JOLY (F.), CARLOTTI (J.)

Etude hémodynamique du rétrécissement aortique orificiel à l'aide du micromanomètre.

Arch. Mal. Coeur - 1969, 62, 1449

81 - WAREMBOURG (H.), DUBAR (P.)

La méthode des tracés synchrones.
Le chronocardiogramme

Paris, Expansion Scientifique Française, 1967

82 - WAREMBOURG (H.), DUCLOUX (G.), MERLEN (J.F.), PERRARD (C.)

La dérivée première du piézogramme carotidien normal

Arch. Mal. Coeur - 1969, 62, 511

83 - WAREMBOURG (H.), DUCLOUX (G.), WACHE (F.), FOSSATI (G.)

La dérivée première du sphygmogramme carotidien au cours des cardiopathies valvulaires et artérielles

Arch. Mal. Coeur - 1969, 62, 657

84 - WEISSLER (A.M.), HARRIS (W.S.), SCHOENFELD (C.D.)

Systolic time intervals in heart failure in man

Circulation - 1968, 37, 149

85 - WEISSLER (A.M.), HARRIS (W.S.), SCHOENFELD (C.D.)

Bedside technics for the evaluation of ventricular function in man.

Amer. J. Cardiol. - 1969, 23, 577

86 - WEISSLER (A.M.), LEWIS (R.P.), LEIGHTON (R.F.)

The systolic time intervals as a measure of left ventricular performance in man

in : Progress in Cardiology (1)

Philadelphia, Lea and Febiger, 1972

87 - WIGGERS (C.J.)

Physiology in health and disease

Philadelphia, Lea and Febiger, 1949

88 - WOOD (P.)

Aortic stenosis

Amer. J. Cardiol. - 1958, 1, 553

TABLE DES MATIERES

Pages

- Introduction 1

- La notion mathématique de dérivée 6

  . Propriétés générales des dérivées 9

  . Signification physique de la dérivée des mécanogrammes 11

- Les principes électroniques des systèmes de différenciation 12

  . Système électronique utilisé 12

  . Rôle de la constante de temps 14

  . Limites techniques de la méthode 16

- L'enregistrement des tracés polygraphiques 19

- La morphologie de la dérivée première du sphygmogramme carotidien chez le sujet normal 22

- Les mesures effectuées sur les tracés 26

  . Mesures chronologiques 26

  . Mesures d'amplitude des accidents de la courbe dérivée 29

- Résultats observés chez les sujets normaux 31

... / ...

Pages

- Les modifications de la dérivée du carotidogramme sous l'effet des épreuves pharmacodynamiques et de l'effort 38

- Les examens phonomécanographiques pratiqués au cours des rétrécissements aortiques valvulaires 42

- Résultats des mesures de temps systoliques effectuées au cours des rétrécissements aortiques 45

- Le carotidogramme et sa dérivée au cours du rétrécissement aortique 53

  . La morphologie du carotidogramme 53

  . La morphologie de la dérivée du carotidogramme 55

- Conclusion 66

- Bibliographie I

Vu, le Président de Thèse
M. le Professeur FACQUET

Vu, le Doyen de la Faculté
M. le Professeur DELBARRE

Vu et Permis d'imprimer

Le Recteur de l'Académie de Paris

R. MALLET